

**Министерство здравоохранения Российской Федерации
ГБОУ ВПО Уральский государственный медицинский университет**

Г.Б.Шуголь, С.Л.Демаков, И.Г.Шуголь

**Остеосинтез переломов шейки бедренной кости,
основанный на использовании принципа активной
фиксации стягиванием**

Екатеринбург
2014

УДК 616. 718. 4-001-089

Г.Б. Шуголь, С.Л.Демаков, И.Г.Шуголь. Остеосинтез переломов шейки бедренной кости, основанный на использовании принципа активной фиксации стягиванием./ Екатеринбург: УГМУ, 2014 - 141 с.; ил.

ISBN 978-5-89895-663-3

Монография представляет экспериментально - теоретическое обоснование остеосинтеза переломов шейки бедра, основанного на использовании принципа активной фиксации стягиванием. Монография предназначена для травматологов-ортопедов.

Ответственный редактор: д.м.н., проф. А.К.Чертков

Рецензенты: д.м.н., проф. А.А.Герасимов

Заслуженный деятель науки РФ, д. тех. н., проф. А.А.Попов.

©Авторы
©УГМУ, 2014

Оглавление

Введение	5
Глава 1. Актуальность решения проблемы стабильной фиксации переломов шейки бедренной кости (обзор литературы)	7
Глава 2. Экспериментально-теоретическое обоснование использования принципа активной фиксации стягиванием для остеосинтеза переломов шейки бедренной кости	20
2.1. Двухэтапный процесс смещения отломков ПШБК	20
2.1.1. Подтверждения двухэтапного процесса смещения ПШБК.....	21
2.2. Принципиальные недостатки известных способов остеосинтеза ПШБК	29
2.3. Принцип фиксации стягиванием (ФС)	29
2.4. Принцип активной фиксации стягиванием, АФС	30
2.5. Математическое моделирование остеосинтеза ПШБК, основанного на использования принципа АФС	31
2.5.1. Особенности математической модели.....	31
2.5.2. Формулы расчета равновесия сил.....	34
2.5.3. Общая характеристика параметров, необходимых для расчета по формуле равновесия сил	37
2.5.4. Последовательность этапов смещения костных отломков ПШБК.....	55
2.5.5. Критерий стабильности незафиксированного ПШБК.....	57
2.5.6. Критерий стабильности остеосинтеза ПШБК основанного на принципе активной фиксации стягиванием, АФС	59
2.6. Механика фиксации при остеосинтезе ПШБК, основанном на использовании принципа АФС	64
2.6.1. Конструкция имплантата	66
2.7. Испытание имплантата.....	68
2.7.1. Имплантат предыдущей конструкции.....	74
Глава 3. Разработанная методика лечения больных с переломами шейки бедренной кости	77
3.1. Методика выполнения остеосинтеза, основанная на принципе активной фиксации стягиванием.....	77
3.2. Послеоперационное ведение больных.....	84

3.3. Возможные осложнения применения разработанной методики лечения.....	87
Глава 4. Клинические данные	87
Заключение.....	103
Приложения.....	109
Литература.....	129

ВВЕДЕНИЕ

Переломы шейки бедра являются тяжелыми травмами, типичными для лиц пожилого и старческого возраста, подавляющее большинство из которых страдает сопутствующими заболеваниями. Этим больным требуется ранняя активизация для предупреждения развития соматических осложнений, вызванных гиподинамией. Общеизвестно, что больных с переломами шейки бедра можно активизировать только после оперативных вмешательств, предпочтительно наименьшего объема.

Известно, что существующие способы остеосинтеза не обеспечивают стабильную фиксацию переломов шейки бедра в условиях функциональной нагрузки конечности (Колесников Ю.П., 1996, Лирцман В.М., 1997 и др.). После остеосинтезов больные должны в течение нескольких месяцев дозировать нагрузку оперированной конечности, что, как правило, оказывается для них невыполнимой задачей. В целом количество неблагоприятных исходов остеосинтеза переломов со смещением костных отломков, III-IV стадий по Garden'у, достигает 49% (Войтович А.В., 1997, Rogmark С.С., 2002 и др.). Поэтому современным стандартом лечения является эндопротезирование (Davison J.N.S., 2001, Donald A.Wiss, 2002 и др.).

Вместе с тем, на фоне неразрешимой проблемы стабильной фиксации переломов шейки бедра модели остеосинтеза выдерживают в эксперименте значительные нагрузки, величина которых во много раз превышает нагрузки, возникающие при стоянии человека (Янсон Х.А., 1975, Гончаренко В.А., 1983, Шестерня Н.А., 2005 и др.). В доступной литературе нет удовлетворительного объяснения причины несоответствия между данными эксперимента и клиники.

Результаты проведенного исследования показали, это расхождение определено особенностями моделирования, при котором приложение нагрузок отличалось от приложения функциональных нагрузок, действующих в клинике. Исходя из этого, был разработан новый подход к остеосинтезу, основанный на использовании принципа активной фиксации стягиванием, при осуществлении которого в клинике обеспечивается такое же приложение нагрузок, как при испыта-

нии натурных моделей остеосинтеза и, соответственно, значительно повышается стабильность фиксации переломов.

В работе представлены экспериментально - теоретическое обоснование использования принципа активной фиксации стягиванием для остеосинтеза переломов шейки бедра и несколько клинических примеров. Проведенное исследование показало, что основная причина нестабильности известных способов остеосинтеза заключается в применении неэффективного подхода к механике фиксации. При адекватном подходе остеосинтезы обеспечивают стабильную фиксацию переломов в условиях ранней функциональной нагрузки поврежденной конечности, что полностью соответствует логике действия общих законов механики.

Надеемся, что использование принципа активной фиксации стягиванием послужит направлением совершенствования способов остеосинтеза для лечения этой тяжелой и социально значимой патологии.

ГЛАВА 1

АКТУАЛЬНОСТЬ ПРОБЛЕМЫ СТАБИЛЬНОЙ ФИКСАЦИИ ПЕРЕЛОМОВ ШЕЙКИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ

Переломам шейки бедренной кости посвящено большое количество научных публикаций. Эти тяжелые травмы у лиц пожилого и старческого возраста считаются типичным проявлением остеопороза, который приобрел характер настоящей эпидемии (Лесняк О.М., 1999, Шатковская В.В., 2006 и др.). Лечение больных с переломами шейки бедренной кости, ПШБК, является многоплановой социально значимой задачей. По данным ВОЗ, их количество неуклонно возрастает. Согласно прогнозу, к 2050 году число ПШБК увеличится более чем в три раза по сравнению с 1990 годом и составит 6,3 миллионов случаев в год. Летальность после переломов проксимального отдела бедра достигает 15% и увеличивается до 40% пропорционально возрасту больных и длительности постельного режима. Смертельные исходы наступают из-за сопутствующих заболеваний, которые осложняются при гиподинамией. Ее развитие можно предотвратить только при ранней активизации больных с помощью оперативного вмешательства.

Общеизвестно, что сопутствующие заболевания повышают риск хирургических вмешательств. Поэтому для лечения больных пожилого возраста активно внедряют малоинвазивные оперативные вмешательства. В травматологии эта тенденция проявляется в виде способов малотравматичной фиксации переломов. Однако современным стандартом лечения ПШБК со смещением отломков служит эндопротезирование, которое нельзя причислить к малоинвазивной хирургии (Davison J.N.S., 2001, Rogmark C.C., 2002 и др.). По образному выражению Н.В.Корнилова, 2006, «с переломами просто перестали «нянчиться», их стали просто удалять и заменять искусственными». Широкое использование эндопротезирования стало вынужденным ответом травматологов на недостаточную эффективность остеосинтеза.

Для оценки тяжести ПШБК было предложено множество классификаций. Переломами шейки бедренной кости считаются переломы, плоскость которых проходит в пределах капсулы тазобедренного сустава - в зоне перехода головки в шейку, через шейку и в области основания последней. Соответственно их разделяют на подголовчатые, чрезшеечные и базальные переломы (Шабанов А.Н., 1966 и др.), рис.1.1.

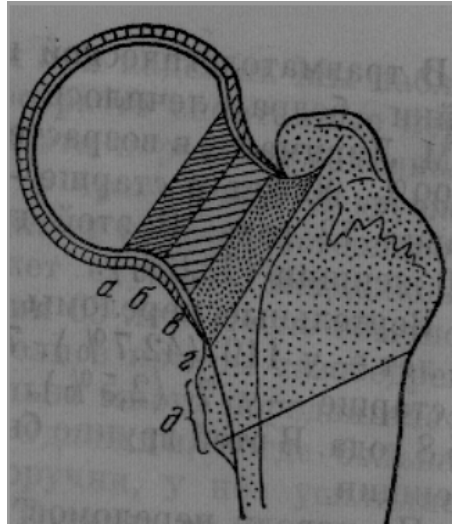


Рис.1.1. Субкапитальные, чрезшеечные и базальные
Переломы шейки бедра (а,б,в)

Чаще других применяются классификации Pauwels'а, Linton'а, Garden'а и AO/ASIF, рис.1.2,1.3,1.4

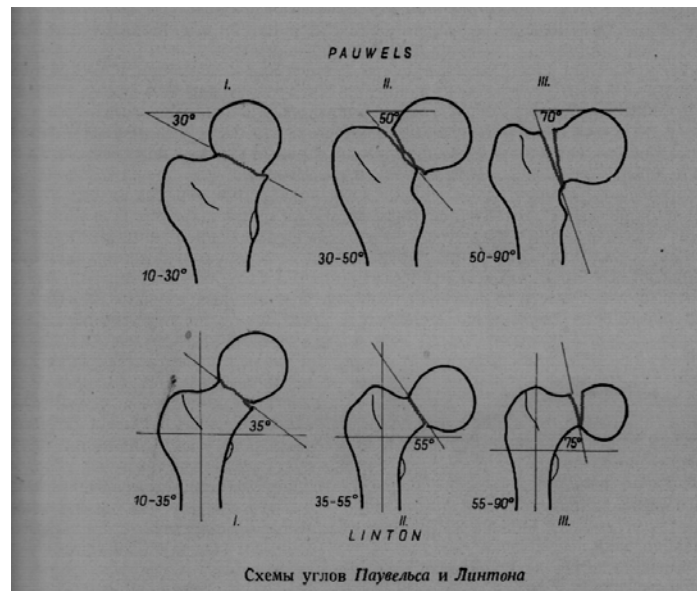


Рис.1.2. Классификация переломов шейки бедренной кости
по Pauwels'у и Linton'у



Рис. 1.3. Классификация переломов шейки бедренной кости по Garden'у

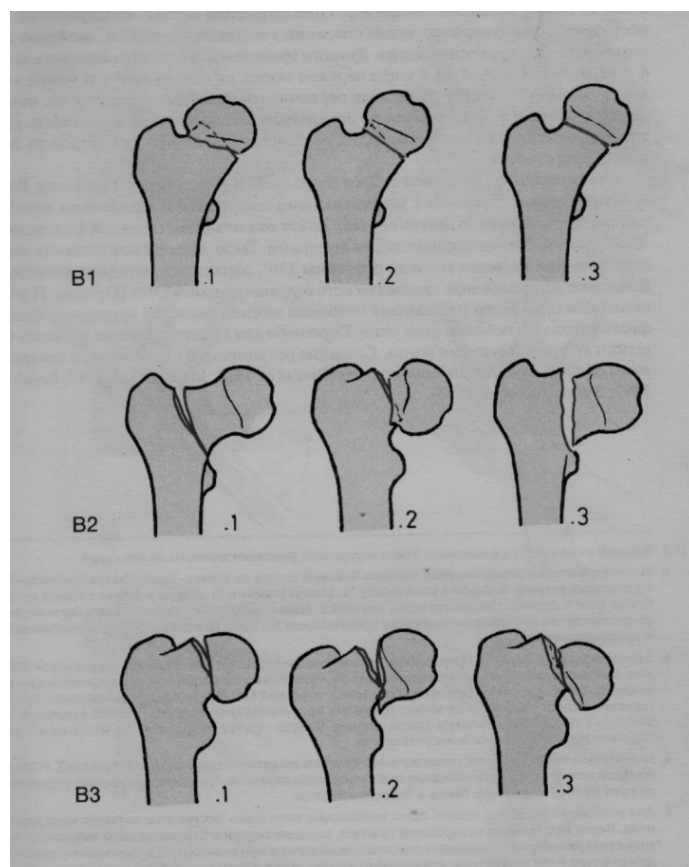


Рис. 1.4. Классификация переломов шейки бедренной кости по AO/ASIF

Исходя из представленных классификаций, тяжесть переломов возрастает по мере приближения плоскости перелома к головке бедра, пропорционально увеличению угла наклона плоскости перелома относительно горизонтальной плоскости и смещению костных отломков. В частности, самыми тяжелыми являются подголовчатые переломы, у которых плоскость составляет с горизонтальной плоскостью угол 70 и более градусов, и переломы с полным смещением костных отломков.

По мнению большинства авторов, решающее влияние на исходы остеосинтеза оказывает степень смещения костных отломков. Это подтверждается тем, что при переломах без смещения, Garden I–II стадии, отмечается 5-10% неблагоприятных исходов, а при переломах со смещением костных отломков, Garden III-IV стадии, их количество достигает 43-49%. К тому же результаты лечения переломов без смещения не зависели от способа остеосинтеза (Лирцман В.М. с соавт., 1997, Davison J.N.S., et al., 2001, Tidermark J., et al., 2003 и др.). Некоторые исследователи сделали вывод о том, что результаты остеосинтеза не определяются тяжестью переломов по классификациям Pauwels'a и Linton'a (Cooper C. et al., 1992, Lu-Yao G.L., et al., 1994 и др.).

Таким образом, наиболее тяжелыми считаются подголовчатые переломы со смещением костных отломков, при остеосинтезе которых почти в половине случаев наблюдаются неблагоприятные исходы лечения. Но не все авторы признают, что классификации Pauwels'a и Linton'a объективно характеризуют тяжесть переломов.

Рассмотрим известные способы фиксации ПШБК. Эволюция способов остеосинтеза продолжается более 150 лет. Впервые остеосинтез ПШБК выполнил Langenbeck в 1878 г. Затем известны единичные сообщения о фиксации переломов различными скрепителями, которые, как правило, заканчивались осложнениями. Остеосинтез получил признание и широкое применение с 1931 г. после разработки Smith-Petersen трехлопастного стержня. Но, несмотря на несомненный успех, исходы лечения нуждались в улучшении. Вначале был усовершенствован трехлопастной стержень – с целью упрощения и более точного введения в нем выполнили продольный канал для направляющей спицы, Johnsson J., 1932. Далее для улучшения фиксации трехлопастной стержень дополнили диафизарной накладкой, Thorton D., 1937. Однако применение трехлопастных стержней не привело к желаемым результатам, и в последующем было предложено множество разнообразных фиксаторов.

Изучение патентной литературы показало, что существует 128 только отечественных изобретений для фиксации переломов шейки бедра. Исследователи разделили эти устройства по расположению на внутрикостные, внутрикостные с наkostными элементами и аппараты для чрескостного остеосинтеза. Самыми многочисленными были внутрикостные конструкции. Поначалу это были прямые стержни, которые постепенно преобразовались в достаточно сложные механизмы, способные изменять форму и создавать межотломковую компрессию с помощью различных резьбовых соединений и пружин. Исследователи выявили основное противоречие всех погружных фиксаторов. При небольших размерах они не обеспечивают мощных компрессирующих усилий, необходимых для стабильной фиксации, а увеличение размеров приводит к недопустимым разрушениям костной ткани и системы ее питания (Т.Н.Коваленко, 2001 и др.).

Учитывая средства фиксации, Н.В.Корнилов, 2006 выделяет следующие способы остеосинтеза:

- 1) использование канального трехлопастного стержня и боковой накладной пластины;
- 2) остеосинтез несколькими фиксаторами;
- 3) остеосинтез телескопическими фиксаторами с боковой накладной пластиной;
- 4) трансартикулярный остеосинтез;
- 5) остеосинтез компрессирующими устройствами;
- 6) остеосинтез с использованием костных ауто - и аллотрансплантатов.

1. Трехлопастный стержень отечественные травматологи до конца XX века применяли наиболее часто, в 58% случаев, (Костюков В.В., с соавт., 2004, Лирцман В.М.с соавт.,1997 и др.).

2. Остеосинтез несколькими фиксаторами первым выполнил F.Knowels в 1936 г. В России приверженцами подобного остеосинтеза являются многие авторы (Гончаренко В.А.,1981, Шестерня Н.А., 2005 и др.). В настоящее время его осуществляют спицами, тонкими резьбовыми стержнями и большими спонгиозными шурупами АО.

3. Остеосинтез телескопическими фиксаторами предложил Pugh W. в 1955 г. с целью предупреждения возможной протрузии конструкции в полость сустава. Современным вариантом телескопического фиксатора является динамический бедренный винт АО, DHS (Мюллер Е.М, с соавт., 1996).

4. Трансартрикулярный остеосинтез, который применяли в 60-е годы, в настоящее время представляет только исторический интерес (Larry.L.,1964).

5. Первый остеосинтез компрессирующим устройством выполнил М.О. Henry 1932, затем R.Lippmann,1936, Е.М. Cleary,1940, М.М.Gordon и F.E.Moreira, 1940, и независимо от них V.Putti,1940. При отличии в деталях, все конструкции объединяет наличие резьбы или штопора на одном конце и гайки с шайбой - на другом. Отечественные компрессирующие устройства представлены компрессирующим шурупом с лопастями Ф.С.Юсупова,1960, погружным фиксатором с анкерным устройством В.И.Фишкина, 1962, штифт-штопором К.М.Сиваша, 1965 и компрессирующим канальным винтом И.Ю.Каема, 1966. Оценивая эти конструкции, V.Putti, 1940 указывает, что «неудачи применения первых конструкций вызваны отсутствием бедренной фиксации отломков боковой накладной пластиной, т.к. один винт не защищал головку бедра от смещения в варусное положение под влиянием режущих сил, а также от ротационных смещений», цит. по Н.В.Корнилову, 2006. Эти и ряд других устройств для компрессионного остеосинтеза не получили широкого применения (Сагинов А.М, 1988, Загородний Н.В. с соавт., 2005 и др.).

Однако к этому же типу фиксаторов можно причислить современный большой канальный спонгиозный винт АО.

H.Virgin и Mac Ausland, 1945, Coutelier, 1953, J.Charnley,1956 дополнили конструкции пружинами для постоянной компрессии отломков. В нашей стране подобный стержень – шуруп предложил Я.Н. Родин, 1958. Конструкция также не получила распространения, т.к. положительные исходы лечения составили не более 74,4%, (Колесников Ю.П.,1996).

6. Остеосинтез с использованием костных трансплантатов. Первое описание остеосинтеза в сочетании с костно-мышечной пластикой трансплантатом на питающей ножке было сделано R.Judet,1961, он получил 88,5% сращения переломов и 8% асептических некрозов из 130 оперированных больных при использовании аутооттрансплантатов на питающей ножке. Ю.П. Колесников, 1996 сообщает о разработке в 1967 г. метода аутопластики большим вертелом на питающей ножке при компрессионном остеосинтезе, применение которого у 112 больных с переломами шейки бедра дало 86% удовлетворительных исходов лечения. Авторы рекомендуют остеосинтезы в сочетании с пластикой трансплантатами на питающей ножке, но эти способы не

получили широкого применения, вероятнее всего из-за технической сложности и большого объема оперативного вмешательства.

В настоящее время все большую популярность среди специалистов приобретают рекомендации группы АО: остеосинтезы большими спонгиозными винтами, угловыми пластинами, в меньшей степени, использование динамического бедренного винта и как метод выбора - эндопротезирование (Мюллер Е.М, с соавт., 1996).

Мы видим, что способы остеосинтеза разделили главным образом по описанию различных признаков конструкции имплантата. Вместе с тем, все известные способы остеосинтеза можно определить исходя из механизма действия имплантатов, от которого во многом зависят их фиксирующие возможности.

Согласно "Руководству по внутреннему остеосинтезу", для фиксации переломов используют два принципа механики: шинирование и компрессию.

Известно два варианта шинирования: скользящее и нес скользящее.

Действие большинства существующих конструкций основано на шинировании. Опишем его подробнее.

При шинировании введенный имплантат служит опорой для костных отломков и пропорционально своей жесткости уменьшает подвижность в зоне перелома, возникающую под влиянием функциональной нагрузки конечности. При скользящем шинировании костные отломки имеют возможность перемещаться, скользить вдоль имплантата. Скользящее шинирование обеспечивается в тех случаях, при которых имплантат закрепляют в одном из костных отломках или вообще не закрепляют. К таким имплантатам относятся, например, гвоздь Smith-Petersen, спицы, угловые клинковые пластинки. При не скользящем шинировании перемещение костных отломков относительно имплантата исключается путем закрепления имплантата в обоих костных отломках. Нес скользящее шинирование обеспечивается имплантатами в виде различных винтов с резьбой, выполненной для обоих отломков, фиксатором А.Сеппо и др.

Шинирование получило однозначную оценку исследователей: шинирование не предназначено для стабильной фиксации. Фиксирующие возможности шинирования ограничены в связи с неразрешимым противоречием между стабильностью и травматичностью остеосинтеза. Действительно, как показали исследования и клиническая практика, напряжение, возникающее в зоне контакта костной ткани с металлом при функциональной нагрузке конечности, всегда превы-

шает прочность кости. Стабильная фиксация переломов возможна только при отсутствии разрушения костной ткани. Поэтому для защиты ее от разрушения уменьшают напряжение за счет увеличения площади контакта с имплантатом. Следовательно, приходится увеличивать размеры имплантата и, соответственно, травматичность остеосинтеза (Сеппо А., 1978). В итоге имплантаты небольших размеров не обеспечивают стабильности, а массивные разрушают систему кровоснабжения костных отломков (Т.Н.Коваленко, 2001 и др.).

Нестабильная фиксация в клинике проявляется в виде различных вариантов рассасывания костных отломков. Известно, что при сращении ПШБК после остеосинтезов всегда происходит укорочение концов костных отломков (Грубар Ю.Е., 1992., Коптюх В.И., 1989). Проведенные эксперименты доказали, что причиной рассасывания костной ткани является подвижность отломков из-за нестабильной фиксации переломов (Мюллер Е.М, с соавт., 1996, Ganz R. et al., 1975 и др.). При шинирующем остеосинтезе ПШБК происходит рассасывание костной ткани в зоне контакта отломков и (или) контакта отломков с имплантатом. Образуются дефекты костной ткани, которые создают условия для изменения взаимного расположения отломков, а также положения имплантатов по отношению к ним. Варианты перемещения известны как миграция имплантата (кнаружи), протрузия имплантата (внутрь), телескопический эффект (перемещение дистального отломка внутрь относительно неподвижного имплантата), а также в виде их сочетаний.

Миграции наблюдают при скользящем типе шинирования, при отсутствии закрепления имплантатов непосредственно в костных отломках. Протрузии свойственны скользящему шинированию с закреплением имплантатов в дистальном отломке, но они встречаются также при шинировании без закрепления имплантата. Телескопический эффект представляет собой перемещение дистального отломка к головке бедра по зафиксированным в ней имплантатам. При этом дистальные концы имплантатов выходят из кости в мягкие ткани подвздошной области. Кроме скользящего шинирования с закреплением имплантата в головке бедра, телескопический эффект развивается при использовании межотломковой компрессии. Нескользящее шинирование предусматривает отсутствие перемещения костных отломков и имплантатов. Поэтому после укорочения концы отломков перестают контактировать. Эту временную ситуацию определяют "феноменом распорки". В дальнейшем происходит смещение отломков из-за разрушения костной ткани или излома имплантатов.

Принцип компрессии предусматривает сдавливание прилежащих поверхностей - кости к кости или имплантата к кости. Компрессия бывает также двух типов - статическая и динамическая. При статической компрессии приложенная нагрузка не изменяется, сохраняется почти постоянной. Динамическая компрессия отличается периодической сменой нагрузки и разгрузки контактирующих поверхностей костных отломков под влиянием функции конечности. Динамическую компрессию обеспечивают при использовании принципа фиксации стягиванием. При статической компрессии костные отломки сдавливаются непосредственно имплантатами, а при динамической сдавливание костных отломков осуществляется функциональной нагрузкой конечности, а роль имплантата сводится только к тому, чтобы создать для этого условия (Мюллер Е.М, с соавт., 1996). Важность отличия между ними заключается в том, что как выяснилось, при остеосинтезах ПШБК имплантаты используют только для сдавливания костных отломков, а сведений о применении принципа динамической компрессии, в виде фиксации стягиванием в доступной литературе нет.

Термины «статическая» и «динамическая» отражают не все известные варианты использования принципа компрессии костных отломков. Поясним это на примере двух типов конструкций компрессирующих имплантатов и их действия. Компрессирующий имплантат представляет собой стержень, на центральном конце которого имеется фиксирующий элемент, а на противоположном - компрессирующий элемент. При остеосинтезе фиксирующий элемент закрепляют в головке бедра и создают межотломковую компрессию, прижимая дистальный отломок к головке бедра компрессирующим элементом имплантата. Фиксирующие элементы изготавливают в виде резьбы для губчатой кости (большой губчатый винт АО), анкера (имплантаты Е.М.Cleary, М.М.Gordon, В.И.Фишкина), цанги (имплантат Н.А.Шестерни) и пр. Компрессирующие элементы имплантата могут быть неподвижными (шляпка большого губчатого винта АО) или с возможностью перемещения относительно имплантата по специальной резьбе (имплантаты М.О.Henry, R.Lippmann, F.E.Godoy-Moreira, Н.А.Шестерни). Компрессию, взаимное сдавливание костных отломков создают во время операции. Но при этом типе имплантатов сдавливание отломков поддерживается только до первой перегрузки в зоне перелома с минимальным разрушением костной ткани. После минимального разрушения костной ткани сила сдавливания исчезает, и компрессия отломков прекращается (G.W.Barraud, 1982). Это хорошо просле-

живается при телескопическом эффекте, который развивается во всех случаях сращения переломов после компрессионного остеосинтеза (Коптюх В.И., 1989). Поскольку величина компрессии изменяется, то правильнее определить ее терминами «временная» или «одномоментная», а не «статическая» компрессия. В сущности одномоментная межотломковая компрессия действует в качестве вспомогательной фиксации, в некоторой степени дополняя основную фиксацию шинированием.

Определению «статическая» соответствует компрессия другим типом имплантатов, имплантатами, которые поддерживают сдавление отломков в процессе лечения с помощью пружин. Такие имплантаты применяли в 40-60 годы, (Родин Я.Н. с соавт., 1963, Charnley I., 1960). В дальнейшем от их использования отказались из-за недостаточной эффективности, но ее причина не обсуждалась. Несколько позднее были опубликованы исследования, которые доказали, что стабильную фиксацию переломов можно обеспечить только при сдавлении костных отломков, т.е. именно при статической компрессии (Каем И.Ю. 1969, Стецула В.И. с соавт., 1964, Standler J., 1988 и др.).

Рассмотрим второй вариант компрессии - динамическую компрессию. Она осуществляется при использовании принципа фиксации стягиванием. Этот принцип внедрил F.Pauwels'ом в 1935г. для остеосинтеза переломов костей, к которым прикладывается эксцентричная функциональная нагрузка. Но сообщений об использовании фиксации стягиванием при остеосинтезе ПШБК мы не выявили. Цитируем описание принципа фиксации стягиванием из "Руководства по внутреннему остеосинтезу": «Под действием эксцентричной нагрузки кость изгибается - происходит растяжение выпуклой стороны кости и сжатие - вогнутой. Поэтому вначале щель перелома открывается со стороны растяжения. Сущность фиксации стягиванием заключается в нейтрализации возникающего растяжения кости - компенсации разворачивающего момента приложенной нагрузки с помощью предварительно напряженной конструкции... Эксцентричным нагрузкам подвергаются бедренная, плечевая, лучевая и локтевая кости», рис.1.5.

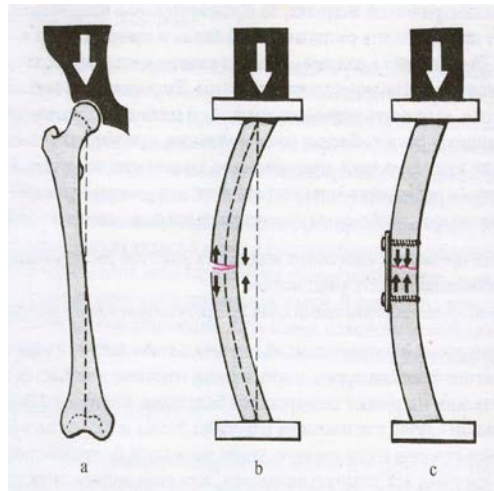


Рис.1.5. Принцип фиксации стягиванием

Остановимся на отмеченном F.Pauwels'ом разобщении переломов с разворотом костных отломков под влиянием эксцентричной функциональной нагрузки конечности. Из-за изгиба верхнего отдела бедра приложенная нагрузка должна проходить вне плоскости перелома шейки, эксцентрично, т.е. механические условия соответствуют описанию нагрузки при фиксации стягиванием. Следовательно, схема нагрузки верхнего отдела бедра указывает на то, что процесс смещения ПШБК должен включать в себя разворот костных отломков, рис.1.6.

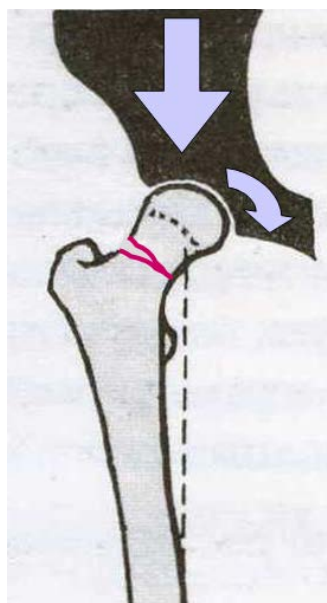


Рис.1.6. Разворачивающее влияние функциональной нагрузки на отломки ПШБК

Однако F.Pauwels не учитывал эту схему нагрузки ПШБК. Во всяком случае, согласно его классификации, тяжесть ПШБК определяется наклоном плоскости перелома относительно горизонтальной плоскости: чем он больше, тем легче костные отломки смещаются по ширине и тем труднее их зафиксировать. В литературе разобшение ПШБК также описывают только в виде смещения отломков по ширине. В связи с этим подчеркнем, что фиксацию любых переломов осуществляют исходя из механизма их смещения. Поэтому точные представления о механизме смещения ПШБК имеют важное практическое значение.

В завершение обзора литературы выделим специфические особенности лечения ПШБК, а также научные данные, которые определили эти особенности.

1. Современным стандартом лечения ПШБК со смещением отломков является эндопротезирование:

- неблагоприятные свойства ПШБК проявляются более высоким процентом неудовлетворительных исходов лечения переломов без смещения костных отломков по сравнению с переломами других локализаций;
- остеосинтезы не обеспечивают стабильную фиксацию ПШБК со смещением отломков;
- при ПШБК со смещением отломков почти в половине случаев наблюдаются неудовлетворительные исходы лечения.

2. Применяются остеосинтезы, основанные на шинировании, которое принципиально не предназначено для стабильной фиксации переломов:

- фиксация ПШБК при остеосинтезах, основанных на использовании одномоментной межотломковой компрессии, фактически обеспечивается также счет шинирования;
- при остеосинтезах не используют статическую и динамическую компрессию.

3. Существующая оценка влияния механических факторов на исходы лечения требует уточнения:

- по мнению многих авторов, исходы лечения ПШБК не зависят от угла наклона плоскости перелома согласно классификациям Pauwels'a и Linton'a;

- применение остеосинтезов, основанных на статической компрессии, не обеспечивало улучшения исходов лечения;
- в половине случаев остеосинтеза ПШБК со смещением отломков наблюдаются удовлетворительные исходы лечения, несмотря на отсутствие стабильной фиксации.

Таким образом, для лечения ПШБК со смещением отломков выполняют эндопротезирование тазобедренного сустава из-за значительного количества неудовлетворительных исходов остеосинтеза. При этом проблема стабильной фиксации ПШБК остается нерешенной, и сложившаяся оценка влияния механических факторов на исходы лечения, а также многие вопросы механики фиксации нуждаются в уточнении. При ее решении можно ожидать существенного повышения эффективности малоинвазивного хирургического лечения, которое наиболее показано больным пожилого и старческого возраста с ПШБК.

ГЛАВА 2

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО – ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ПРИНЦИПА АКТИВНОЙ ФИКСАЦИИ СТЫГИВАНИЕМ ПРИ ОСТЕОСИНТЕЗЕ ПШБК

2.1. Двухэтапный процесс смещения отломков ПШБК

Нагрузка весом тела прикладывается к изогнутому проксимальному отделу бедра, и поэтому она проходит вне плоскости ПШБК, эксцентрично. Действие эксцентрично приложенной нагрузки, в первую очередь, приведет к увеличению изгиба верхнего отдела бедра, который проявится разворотом головки бедра относительно оси вращения, расположенной в нижней точке контакта костных отломков, точке О. При развороте костных отломков поверхности их контакта будут разобщаться, а действие силы трения вначале уменьшится, а затем полностью прекратится. После исчезновения силы трения произойдет смещение отломков по ширине. Поскольку непосредственно со стороны отломков препятствия для этого разворота нет, а сдвиг по ширине затрудняется силой трения, то их смещения является двухэтапным процессом – вначале происходит разворот, а затем сдвиг по ширине (Шуголь Г.Б. с соавт., 2004), рис. 2.1.

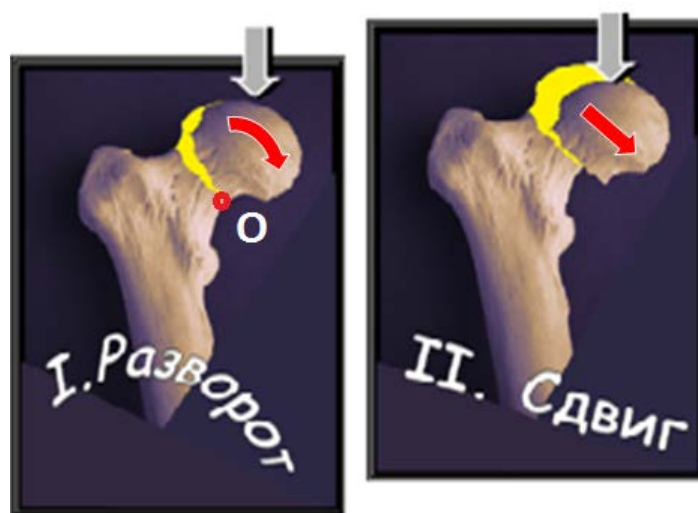


Рис.2.1. Двухэтапный процесс смещения костных отломков ПШБК

2.1.1. Подтверждения двухэтапного процесса смещения ПШБК

Двухэтапный процесс смещения ПШБК отчетливо прослеживается в эксперименте и подтверждается клиническими данными.

Демонстрация двухэтапного процесса смещения ПШБК в эксперименте

Рентгенограммы натурной модели остеосинтеза до и после испытания отражают смещение костных отломков по ширине, которое соответствует общепризнанной версии Pauwels'а, рис.2.2 а, б.

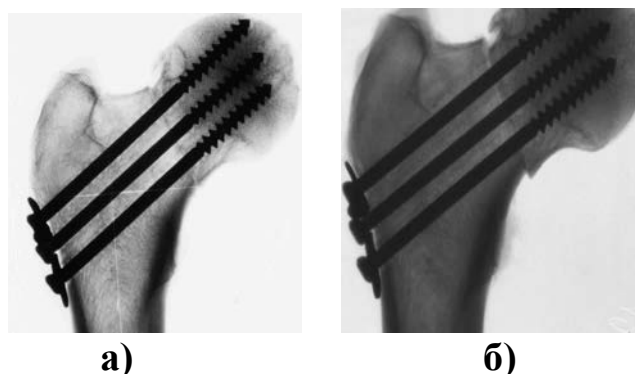


Рис.2.2. Рентгенограммы модели остеосинтеза ПШБК до испытания (а) и после испытания (б)

Вместе с тем, на представленной рентгенограмме (рис.2.2) мы видим картину наступившего смещения костных отломков, а непосредственно процесс смещения, его первый этап, разворот с разобщением поверхностей контакта костных отломков демонстрирует фотография, сделанной во время испытания модели, рис.2.3.



Рис.2.3. Фотография испытания модели остеосинтеза ПШБК, первый этап процесса смещения, разворот костных отломков

*Влияние разворота костных отломков на устойчивость
модели остеосинтеза ПШБК в эксперименте*

Приводим некоторые опубликованные результаты испытания натуральных моделей остеосинтеза ПШБК. Для моделирования остеосинтеза исследователи перепиливали костные образцы в средней трети шейки бедра перпендикулярно к ее продольной оси и фиксировали отломки различными имплантатами. С помощью испытательной машины к головке бедра прикладывали статическую нагрузку, направленную под углом 8° к продольной оси диафиза. Регистрировали нагрузки, вызывающие смещение отломков на 2мм (Зверев Е.В. с соавт., 1990, Хачатрян Т.В, 1994, Шестерня Н.А. с соавт., 2005 и др.). Результаты испытания представлены в табл. 2.1.

Таблица 2.1

**Опубликованные результаты испытания моделей
остеосинтеза различными имплантатами**

Авторы	Разрушающие нагрузки, кгс					
	ВС	ТГ	БСШ	СДВ	УП	ОК
М.Н.Елизаров						223
В.М.Гончаренко	260					
Е.В.Зверев	220					
Т.В.Хачатрян	80	155	170	275	217	
Н.А.Шестерня						194 - 500
J.B.Neustadt			242 – 389			188 – 460

ВС – веер спиц

ТГ - трехлопастной гвоздь

БСШ - большие спонгиозные шурупы

СДВ - система динамического винта

УП – угловая пластинка

ОК – оригинальные конструкции

Испытание моделирует условия нагрузки у человека, который стоит, равномерно нагружая сведенные вместе ноги. Нагрузка модели соответствует нагрузке на один тазобедренный сустав, величина которой должна быть меньше половины веса человека (его общий вес, разделенный пополам и без веса нагружаемой ноги). Следовательно, устойчивость модели к нагрузке, например 500 кг, означает, что в

клинике должна обеспечиваться стабильная фиксация перелома при стоянии человека, вес которого составит не менее 1000 кг, рис.2.4.

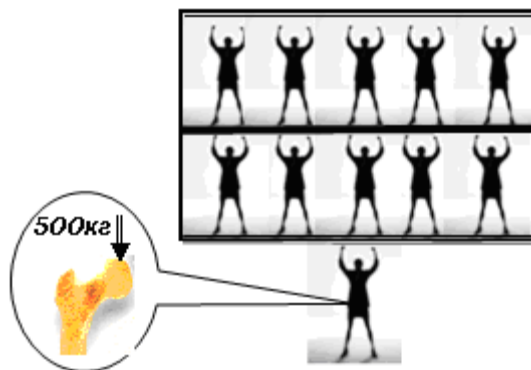


Рис.2.4. Иллюстрация устойчивости модели остеосинтеза к нагрузке 500 кг.

По аналогии, при устойчивости модели к нагрузке 194 кг вес человека должен достигать почти 400 кг рис. 2.5.

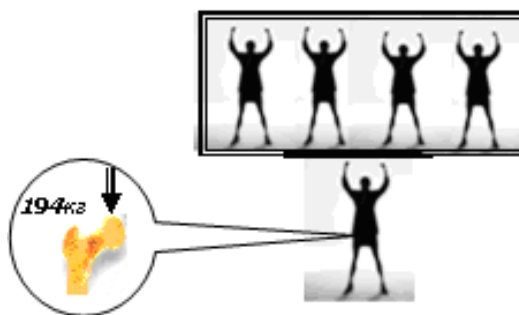


Рис.2.5. Иллюстрация устойчивости модели остеосинтеза к нагрузке 194 кг.

Вместе с тем, полученную устойчивость модели к нагрузке 194 кг авторы оценивают как свидетельство того, что «...смещение отломков не произойдет, если больная не будет нагружать ногу сразу после операции», Н.Шестерня, 2005.

Известно, что величина функциональной нагрузки в зоне тазобедренного сустава при стоянии человека с равномерной опорой на ноги не превышает $\frac{1}{3}$ его веса (Янсон Х.А., 1975), рис.2.6.

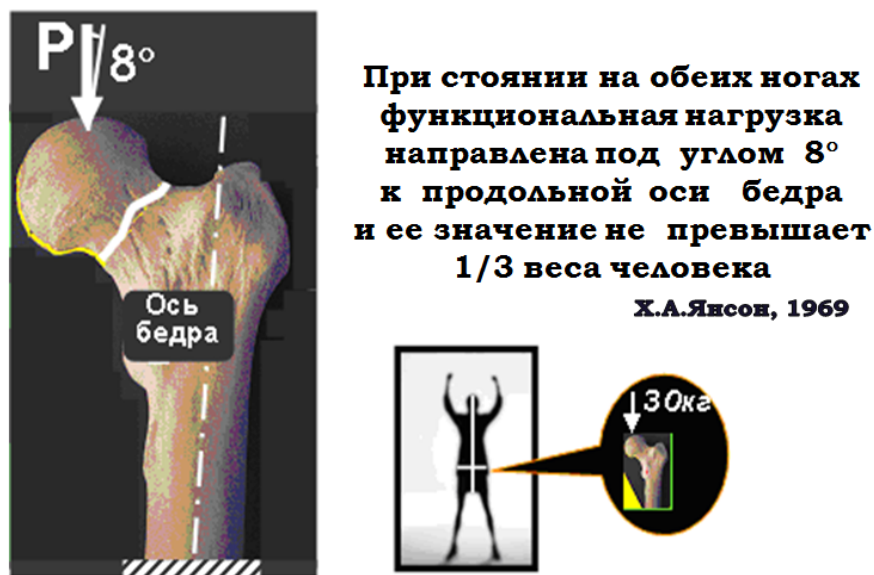


Рис.2.6. Величина и направление функциональной нагрузки конечности

Следовательно, результаты эксперимента, существенно отличаются от клинических данных, рис.2.7.

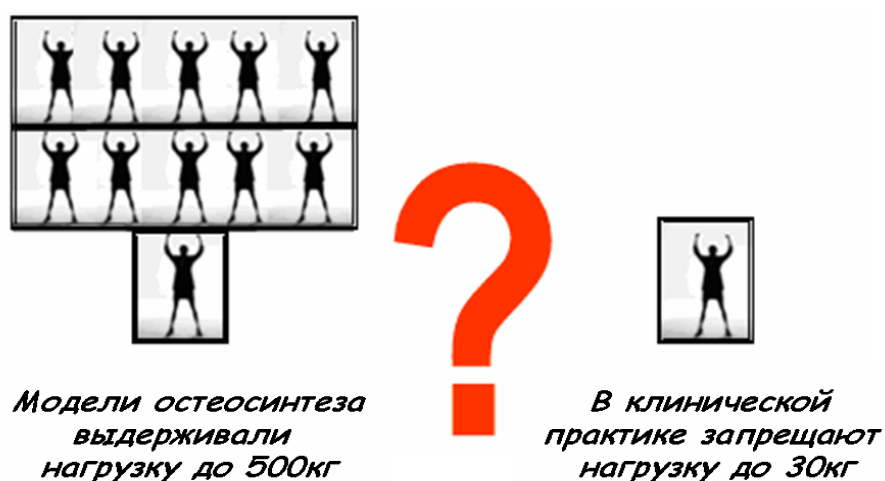


Рис.2.7. Отличие результата эксперимента от клинических данных

Для выявления причины расхождения между научными данными был проведен следующий проверочный эксперимент. Образец бедренной кости перепиливали в области шейки и фиксировали отломки тремя большими спонгиозными винтами. К головке бедра строго под $\angle 8^\circ$ к оси диафиза прикладывали статическую нагрузку, постепенно ее увеличивая (испытательная машина Р5057-50). Регистрировали величину нагрузки, вызывающей смещение костных отломков на 2 мм. До и после испытания выполняли рентгенографию, см. рис.2.3а,б. Смещение отломков модели остеосинтеза ПШБК на 2 мм произошло при величине нагрузки 280 Н, что существенно меньше опубликованных значений и сопоставимо с реальной стабильностью остеосинтеза в клинике (Шуголь Г.Б. с соавт. 2007).

Испытание показало, что полученную исследователями чрезвычайно высокую устойчивость моделей можно объяснить только особенностью выполнения эксперимента. А именно, эксцентричная нагрузка Р, приложенная под углом 8° к продольной оси бедра, должна проходить вне плоскости перелома шейки бедра, рис. 2.8, 2.9.

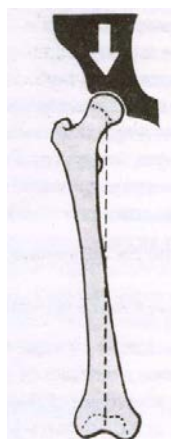


Рис.2.8. Эксцентричное приложение функциональной нагрузки к бедренной кости

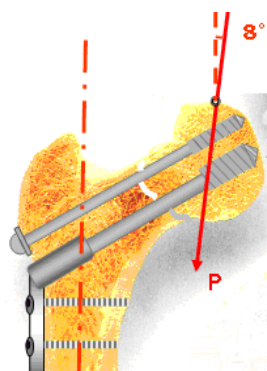


Рис.2.9. Экспериментальная нагрузки должна проходить вне плоскости перелома

Однако при увеличении угла приложения, нагрузка $F_{\text{эксп}}$ проходит через плоскость перелома, рис.2.10.

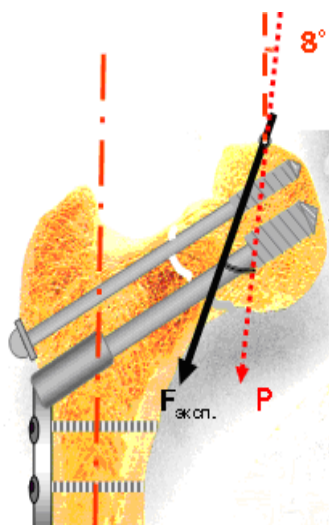


Рис.2.10. В эксперименте нагрузка проходила через плоскость перелома

Функциональная нагрузка, приложенная через плоскость перелома, не вызывает разворота костных отломков, и плоскость перелома служит площадью опоры для головки бедра. Конечно, справедливо и обратное утверждение (Митюшев Е.А., 1996), рис. 2.11а, б.

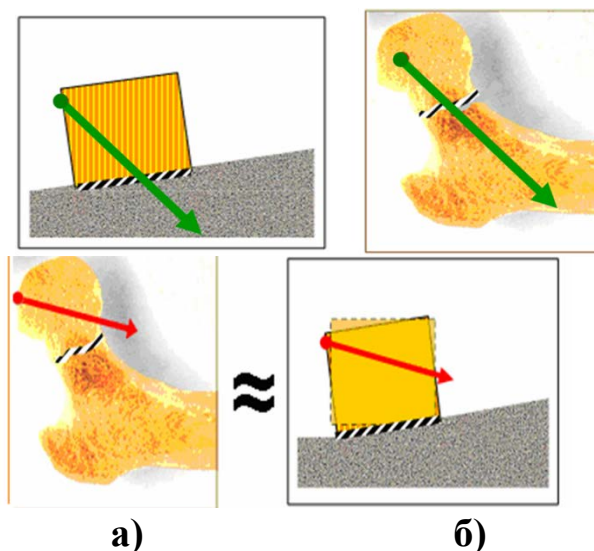


Рис.2.11. Нагрузка, приложенная через плоскость перелома, не вызывает разворота костных отломков (а), нагрузка вне плоскости перелома приводит к развороту костных отломков (б)

Устойчивость модели, соизмеримая с прочностью неповрежденной кости, объясняется отсутствием разворота костных отломков. Но в клинике стабильность фиксации перелома оказывается существенно ниже из-за того, что функциональная нагрузка конечности, как правило, проходит вне плоскости перелома и совершает эти развороты.

Разворот костных отломков и стабильность ПШБК в клинике

Рассмотрим клинические ситуации, благоприятные для сращения переломов. Общеизвестно, что для улучшения исходов лечения при выполнении остеосинтеза рекомендуется репонировать костные отломки в вальгусное положение и (или) производить вколочение переломов. Также хорошо известна эффективность межвертельных остеотомий (До Ги Чхол, 1987, и др.). Наконец, во всех случаях сращения переломов исследователи наблюдали развитие телескопического эффекта (Коптюх В.И, 1989, Грубар Ю.Е.,1992), рис. 2.12.

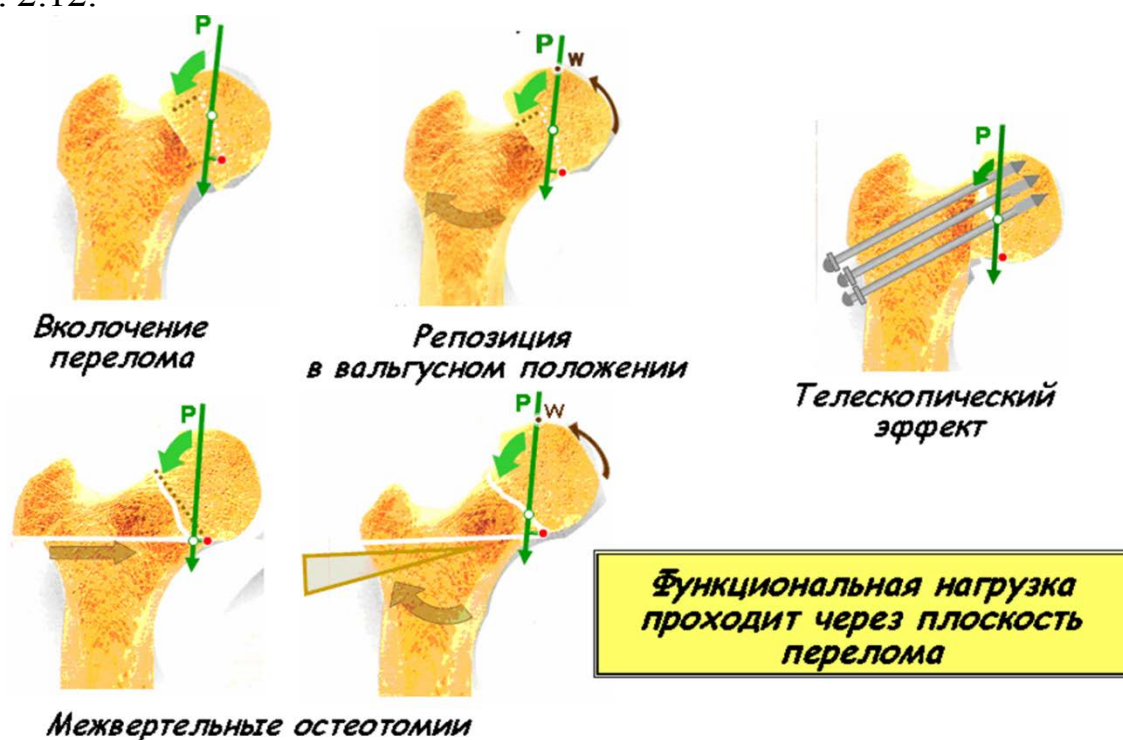


Рис.2.12. Механическое условие, способствующее сращению ПШБК

Во всех представленных случаях эксцентриситет приложения нагрузки уменьшается до такой степени, что она проходит через плоскость перелома и не вызывает разворота костных отломков, т.е. не «запускает» 1 этап процесса смещения ПШБК.

*Разворот костных отломков и стабильность остеосинтеза
ПШБК, основанный на статической межотломковой компрессии*

Остеосинтезы, основанные на использовании статической межотломковой компрессии, выполняли имплантатами I.Charnley,1956 и Я.Н.Родина,1958. Эти имплантаты оснащали пружинами, которые поддерживали межотломковую компрессию. Однако сила имплантатов была направлена вдоль оси шейки бедра. Поэтому суммарная, результирующая нагрузка проходила вне плоскости перелома и не предотвращала разворот костных отломков, рис. 2.13.

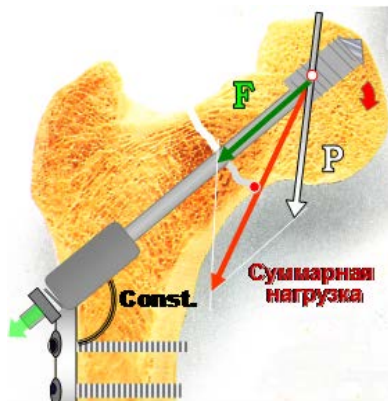


Рис.2.13. Схема остеосинтеза основанного на статической межотломковой компрессии. Суммарная нагрузка проходит вне плоскости перелома и не предотвращает разворот костных отломков

В итоге остеосинтезы не обеспечивали стабильной фиксации и поэтому не улучшали исходы лечения.

*Повторные развороты костных отломков
как причина изломов имплантатов*

Принято считать, что причиной нередких изломов имплантатов является плохое качество металла. Однако стали и титановые сплавы любых марок во много раз прочнее губчатой кости. Поэтому срезающее напряжение, которое создает губчатая кость отломков при их смещении по ширине, не может приводить к изломам имплантатов. Происхождение изломов объясняется только усталостным разрушением материала из-за многократных изгибов имплантатов при разворотах костных отломков функциональной нагрузкой конечности.

2.2. Принципиальные недостатки известных способов остеосинтеза ПШБК

Результаты анализа литературы, характер влияния эксцентрично приложенной нагрузки, данные демонстрации и проверочного испытания натурной модели фиксации ПШБК позволяют сформулировать два принципиальных недостатка известных способов остеосинтеза:

- фиксацию ПШБК выполняют без учета процесса смещения костных отломков;
- механизмом фиксации служит шинирование, которое не предназначено для стабильной фиксации переломов.

Следовательно, для повышения стабильности остеосинтеза ПШБК нужно учитывать наличие разворота костных отломков и заменить шинирование адекватным механизмом фиксации. Какой накопленный научный материал можно использовать для решения этих задач?

Как было отмечено в главе 1, для предотвращения разворота костных отломков используют принцип фиксации стягиванием.

2.3. Принцип фиксации стягиванием (ФС)

Для исключения разворота костных отломков при остеосинтезе переломов с эксцентричным приложением нагрузки F.Pauwels, 1935 применил принцип фиксации стягиванием, ФС.

Принципом ФС предусматривается динамическая межотломковая компрессия функциональной нагрузкой конечности. Суть ФС заключается в следующем: на стороне растяжения кости располагают предварительно напряженный имплантат, который обеспечивает условия для того, чтобы функциональная нагрузка конечности обеспечивала динамическую межотломковую компрессию, рис.2.14.

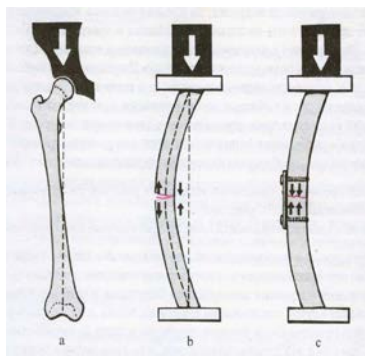


Рис. 2.14. Принцип фиксации стягиванием

Следовательно, применение ФС решает первую поставленную задачу по предотвращению разворота отломков ПШБК.

Однако для того, чтобы при ФС функциональная нагрузка конечности обеспечивала динамическую межотломковую компрессию, нужно, чтобы имплантат, в свою очередь, поддерживал постоянное сдавление костных отломков, статическую межотломковую компрессию. Обычный имплантат создает только одномоментную межотломковую компрессию, которая прекращает действовать после первого же эпизода перегрузки с минимальным разрушением костной ткани, и сохранится только шинирование, см. главу 1. Поэтому задача на замене шинирования эффективным механизмом фиксации при известном варианте ФС не решается.

2.4. Принцип активной фиксации стягиванием, АФС

Существуют имплантаты для статической межотломковой компрессии, у которых имеется пружина, например, подобные имплантату, представленному на рис 2.15.



Рис. 2.15. Имплантат, создающий активную силу

Наличие пружины указывает на свойство имплантата создавать собственную, активную силу, направленную по его продольной оси. Если такой «активный» имплантат расположить на стороне растяжения, в соответствии с принципом ФС, то его активная сила F будет предотвращать разворот костных отломков и одновременно обеспечивать условия для динамической межотломковой компрессии функциональной нагрузкой конечности, рис. 2.16.

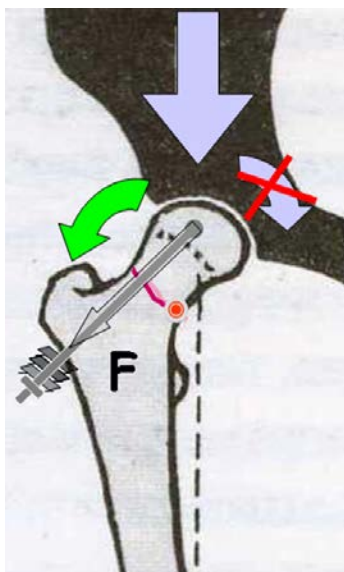


Рис. 2.16. Схема остеосинтеза ПШБК, основанного на использовании принципа активной фиксации стягиванием

Описанный вариант фиксации стягиванием соответствует определению «активная фиксация стягиванием», АФС. При использовании АФС предотвращается разворот костных отломков, а механизмом ее фиксирующего действия является сочетание статической и динамической компрессии. Поэтому применение АФС устраняет описанные принципиальные недостатки известных подходов к фиксации, и дальнейшее исследование было направлено на ее изучение.

2.5. Математическое моделирование остеосинтеза ПШБК, основанного на использования принципа АФС

2.5.1. Особенности математической модели

Очевидно, что для стабильной фиксации переломов нужно нейтрализовать смещающее влияние функциональной нагрузки конечности. При известных остеосинтезах ее нейтрализуют шинированием, силой реакции имплантата возникающей в ответ на нагрузку.

Мы изучали стандартную модель остеосинтеза, в которой к головке бедра прикладывают нагрузку под $\angle 8^\circ$ к продольной оси бедра, в соответствии с обычным стоянием человека. Но рассматривали приложение к модели двух независимых сил - функциональной нагрузка конечности P и активной силы имплантата F , рис. 2.17.



Рис.2.17. Независимые силы, приложенные к модели:
 P - функциональная нагрузка, F- активная сила имплантата

Цель математического моделирования заключалась в определении условий, при которых действие активной силы имплантата нейтрализует смещающее влияние функциональной нагрузки конечности (Шуголь Г.Б с соавт.2004).

Активный имплантат является жестким телом, которое имеет шинирующее действие. Но шинирующее влияние имплантата в расчет не включали из-за неопределенности его вклада в стабильность фиксации. Влияние мышц также не учитывали. По нашему мнению, смещающее действие нагрузки, приложенной к головке бедра под $\angle 8^\circ$ к продольной оси бедра, выражено больше, чем, например, у функциональной нагрузки, возникающей при стоянии на одной конечности. Обоснуем последнее утверждение известными фактами. Человек удерживает равновесие при стоянии на одной ноге, при условии, что его центр тяжести проецируется в границах площади опоры, в частности стопы. Это становится возможным при наклоне таза (известный в клинике феномен Тренделенбурга). При стоянии на одной ноге за счет напряжения мышц сторона неопорной ноги поднимается (отрицательный феномен Тренделенбурга), рис.2.18.

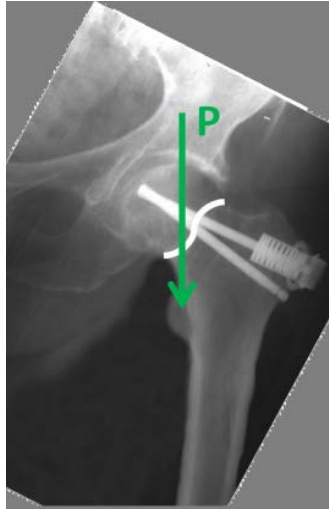


Рис.2.18. При отрицательном феномене Тренделенбурга поднимается сторона неопорной конечности и линия вектора функциональной нагрузки конечности проходит через плоскость перелома

Кроме того, известно, что усилие мышц способно отклонить результирующую функциональной нагрузки конечности на угол более 30° (Янсон Х.А., 1975). Все это приводит к тому, что линия вектора функциональной нагрузки, результирующей нагрузки проходит в пределах плоскости перелома, и ее смещающее действие уменьшается по сравнению со стоянием на двух ногах, которое представлено на рис. 2.19.



Рис. 2.19. При стоянии с равномерной опорой на обе ноги линия вектора функциональной нагрузки конечности проходит вне плоскости перелома

При стоянии на одной ноге при пассивном замыкании тазобедренного сустава, без напряжения мышц, сторона неопорной ноги опустится (положительный феномен Тренделенбурга). В этом случае линия вектора функциональной нагрузки P будет также пересекать плоскость перелома, рис. 2.20.

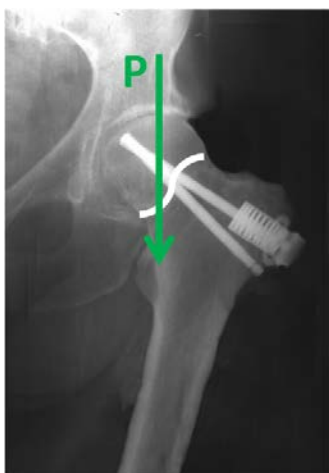


Рис. 2.20. При положительном феномене Тренделенбурга сторона неопорной конечности опускается, и линия вектора функциональной нагрузки конечности проходит через плоскость перелома

Напомним, что при испытании натурных моделей подобное перемещение вектора нагрузки относительно плоскости перелома приводило к крайне высоким показателям их устойчивости к нагрузкам, см. раздел 2.1.1.2.

Таким образом, реальная стабильность остеосинтеза в клинике будет выше рассчитанной на плохо определяемую величину шинирующего действия имплантата и стабилизирующего влияния мышц. В связи с этим нужно подчеркнуть, что шинирование, которое в данной модели просто не учитывается, служит основным механизмом фиксации для всех известных способов остеосинтеза, см. главу 1.

2.5.2. Формулы расчета равновесия сил

Представляем формулы расчета равновесия сил, которые были составлены с учетом возможности разворота и скольжения костных отломков.

Разворот костных отломков под действием нагрузки происходит относительно нижней точки их контакта и, соответственно, по отношению к ней определены моменты вращения, рис. 2.21.

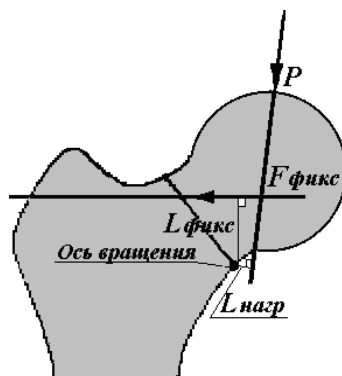


Рис.2.21. Нижняя точка контакта костных отломков, относительно которой определены моменты функциональной нагрузки и активной силы имплантата.

Находили параметры выполнения остеосинтеза, при которых активная сила имплантата нейтрализует и уравнивает смещающее действие функциональной нагрузки конечности.

Разворот костных отломков исключается, если разворачивающий момент будет меньше стабилизирующего:

$$M_{разв} \leq M_{стаб}$$

Момент представляет собой произведение силы на плечо ее действия, и для предотвращения разворота нужно, чтобы:

$$P \cdot L_{нагр} \leq F_{фикс} \cdot L_{фикс}$$

а в итоге, при учете особенностей перелома и параметров сил, формула для расчета разворота имеет следующий вид:

$$P \cdot OA \cdot \cos(\beta + 8^\circ) \leq F_{фикс} \cdot CO \cdot \sin \gamma, \text{ рис.2.22.}$$

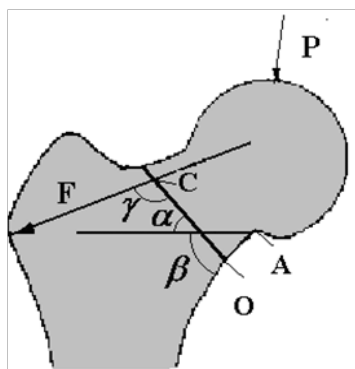


Рис. 2.22. Рентгенометрические показатели

Взаимное скольжение костных отломков определяется соотношением между действием тангенциальных нагрузок и сил сопротивления. Считаем силу сопротивления пропорциональной нормальным нагрузкам: $F_{\text{сопр}} = k \cdot N$.

Поскольку сдвигающими являются тангенциальные составляющие нагрузки весом тела и силы имплантата, то равновесие системы будет устойчивым при: $P_{\text{танг}} \leq F_{\text{танг}} + F_{\text{сопр}}$, рис. 2.23.

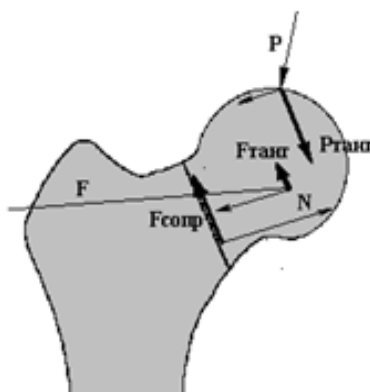


Рис. 2.23. Разложение функциональной нагрузки и силы имплантата на нормальные и тангенциальные составляющие

Формула, раскрытая с помощью векторного анализа, выглядит так:

$$P \sin(\alpha - \gamma) \leq N k_{\text{cc}} - F_{\text{фикс}} \cos \gamma$$

В свою очередь, N – сила нормальной реакции представляет собой сумму нормальных составляющих функциональной нагрузки и имплантата к плоскости перелома. Отсюда: $N = P \cos(\alpha - \gamma) + F_{\text{фикс}} \sin \gamma$.

Подставив N в общую формулу, получили итоговую формулу для расчета смещения по ширине:

$$P \sin(\alpha - \gamma) \leq k_{\text{cc}} (P \cos(\alpha - \gamma) + F_{\text{фикс}} \sin \gamma) - F_{\text{фикс}} \cos \gamma$$

Где: P - величина нагрузки на головку бедра,

$F_{\text{фикс}}$ - величина силы имплантата,

α , γ и β рентгенометрические показатели рис.2.22;

k_{cc} - коэффициент сопротивления смещению костных отломков (введен как аналог коэффициента трения).

При расчете в формулы подставляли численные значения параметров функциональной нагрузки, особенностей перелома и выполнения остеосинтеза. Представим эти параметры подробнее.

2.5.3. Общая характеристика параметров, необходимых для расчета по формуле равновесия сил

Стабильность фиксации перелома при остеосинтезе зависит от факторов, которые разделили на три группы: параметры функциональной нагрузки, особенности перелома и выполнения остеосинтеза.

В первую очередь, определим величину функциональной нагрузки конечности, при которой нужно обеспечить стабильность остеосинтеза. Для ранней активизации больных пожилого возраста достаточно того, чтобы они могли стоять на обеих ногах. В этом случае значение нагрузки в зоне перелома не превысит $1/3$ веса больного, и она будет прикладываться к головке бедра под $\angle 8^\circ$ к продольной оси бедра (Янсон Х.А., 1975), рис. 2.24.



Рис. 2.24. Величина и направление функциональной нагрузки

Поэтому при математическом моделировании и испытании натурных моделей задавали величину функциональной нагрузки конечности до 30 кг.

Особенности перелома характеризуются расположением плоскости перелома и ее рельефом. Расположение плоскости перелома представили двумя геометрическими параметрами: удалением от основания головки бедра, отрезком ОА и ее наклоном к горизонтальной

плоскости, углом α . Развитость рельефа плоскости перелома учитывали через коэффициент сопротивления смещению, K_{cc} , рис.2.25.



Рис.2.25. Особенности переломов

Физический смысл этих показателей понятен. Отрезок ОА указывает на положение нижней точки контакта костных отломков, относительно которой возможен их разворот под влиянием моментов функциональной нагрузки и силы имплантата. От расположения точки О зависит величина рычагов этих сил, плечи моментов. А угол наклона плоскости перелома и значение коэффициента сопротивления смещению влияют непосредственно на взаимное скольжение, сдвиг костных отломков по ширине.

Стабилизирующий эффект остеосинтеза зависит от величины и особенностей приложения активной силы имплантата. Поскольку эта сила направлена вдоль оси имплантата, то ее приложение соответствует расположению имплантата. Приложение активной силы имплантата определили двумя геометрическими параметрами: расстоянием от места пересечения имплантата с плоскостью перелома до нижней точки контакта костных отломков, отрезок СО и углом между имплантатом и плоскостью перелома, $\angle \gamma$, рис.2.26.

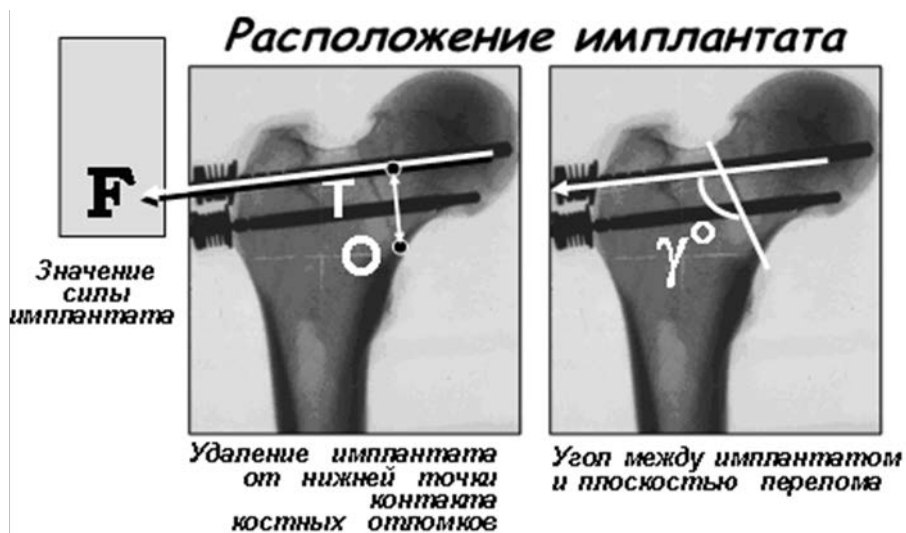


Рис.2.26. Особенности выполнения остеосинтеза

Численные значения геометрических параметров проксимального отдела бедренной кости, костных отломков и расположения имплантата

Геометрические параметры проксимального отдела бедренной кости, костных отломков при различных переломах и возможных при них расположений имплантата определили измерением рентгенограмм стандартизованной пластиковой модели бедренной кости (Synthes, Swiss). Использовали специальное измерительное устройство, применение которого существенно упростило и повысило точность измерения, рис. 2.27.

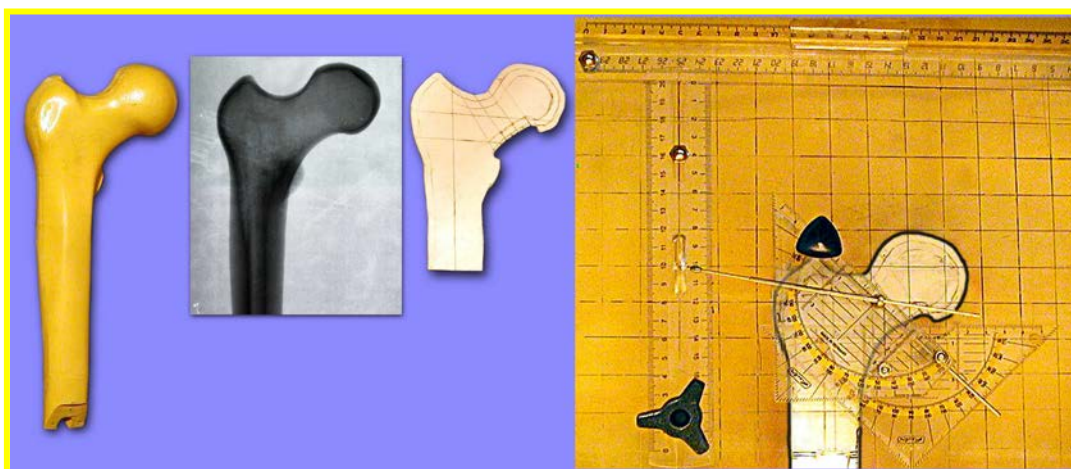


Рис. 2.27. Измерительное устройство

Определили следующие геометрические параметры:

- $\angle \alpha$ - угол наклона плоскости перелома к горизонтальной плоскости по Линтону;
- $\angle \gamma$ - угол между направлением проведения фиксатора и плоскостью перелома;
- ОА - расстояние от основания головки бедра до плоскости перелома;
- ОС - расстояние от точки пересечения имплантата с плоскостью перелома до нижней точки контакта костных отломков;
- $\angle \beta$ - угол наклона дуги Адамса к горизонтальной плоскости, рис.2.28.

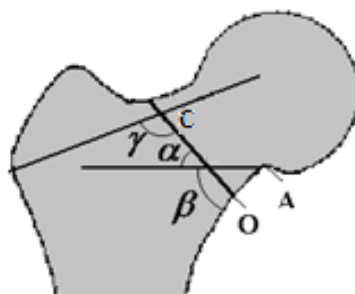


Рис.2.28. Геометрические параметры

Сочетания геометрических параметров находили в следующей последовательности: на измерительном устройстве устанавливали параметры перелома - значения ОА и $\angle \alpha$. При неизменных параметрах перелома изменяли СО, затем для всех значений СО определяли $\angle \gamma$ - положение имплантата. После этого изменяли один параметр перелома – устанавливали новое значение $\angle \alpha$. Вновь изменяли СО и при всех его значениях находили $\angle \gamma$. Определив эти параметры для всех значений $\angle \alpha$, устанавливали новое значение ОА, изменяли параметры $\angle \alpha$ и при всех его значениях в той же последовательности находили СО и $\angle \gamma$. Учитывали только такие положения имплантата, при которых его проекция находилась в пределах костных отломков, на расстоянии не менее чем 5 мм от их границ.

Геометрические параметры изменялись в следующем диапазоне значений:

- ОА - расстояние от плоскости перелома шейки бедра до основания головки бедра от 0 до 34 мм;
- $\angle \alpha$ - угол наклона плоскости перелома к горизонтальной плоскости по Линтону от 40 до 90°;

- $\angle \gamma$ - угол между направлением проведения фиксатора и плоскостью перелома от 150° до 30° ;
- СО - расстояние от точки пересечения фиксатора с плоскостью перелома до нижней точки контакта костных отломков достигало 50 мм;
- величина $\angle \beta$ - угла наклона дуги Адамса к горизонтальной плоскости составила 38° .

По степени удаления плоскости переломов от основания головки бедра, величине отрезка АО, переломы были разделены на 4 группы, причем реализация переломов в каждой группе оказалась возможной только в ограниченном диапазоне значений углов α_{\min} - α_{\max} , рис 2.29 а,б,в,г.

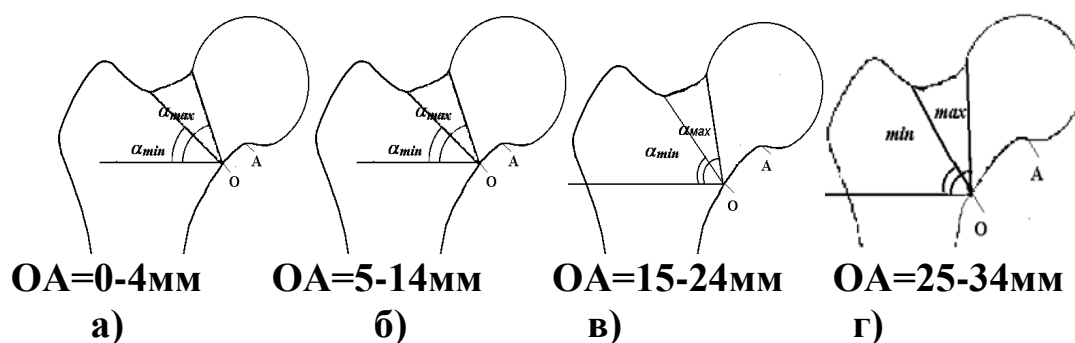


Рис.2.29. 4 группы переломов по величине отрезка АО:

- а) подголовчатые переломы: при $ОА = 0 - 4\text{мм}$, $\angle \alpha = 30 - 60^\circ$;
- б) чрезшеечные переломы I: при $ОА = 5 - 14\text{мм}$, $\angle \alpha = 40 - 70^\circ$;
- в) чрезшеечные переломы II: при $ОА = 15 - 24\text{мм}$, $\angle \alpha = 50 - 80^\circ$;
- г) базальные переломы: при $ОА = 25 - 34\text{мм}$, $\angle \alpha$ от 60 до 90° .

Очевидно, что с увеличением значения ОА возрастали соответствующие им величины $\angle \alpha$. Параметры $\angle \gamma$ и СО также имели естественные ограничения, налагаемые конкретными переломами, рис. 2.30.

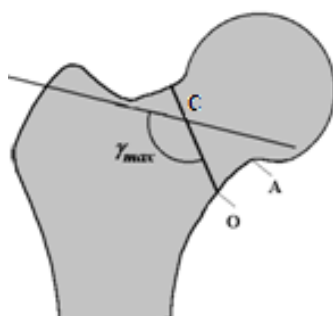


Рис.2.30. Естественные ограничения значений $\angle \gamma$ и СО

Результаты рентгенометрии представлены в таблице 2.2.

Таблица 2.2*

**Рентгенометрические параметры переломов (ОА, $\angle \alpha$)
и положений имплантата (СО, $\angle \gamma$)**

АО (мм)	$\angle \alpha$ (град)	СО (мм)	$\angle \gamma$ (град)
0-4	40	25(45-15)	140(160)
	50	25(35-15)	130(150)
	60	25(30-15)	120(140)
5-14	40	25 (35-15)	140 (150)
	50	25 (35-15)	130 (140)
		25 (30-15)	120 (120)
	70	25 (30-20)	110 (110)
15-24	50	35 (40-25)	130 (140)
	60	25 (35-20)	120 (130)
	70	25 (30-15)	110 (130)
	80	25 (25- 20)	100 (120)
25-34	60	30 (40-25)	120 (130)
	70	30 (40-20)	110 (130)
	80	30 (35- 30)	100 (110)
	90	35 (35)	90 (110)

*Первые цифры значений СО и $\angle \gamma$ соответствуют расположению имплантата, проведенного перпендикулярно продольной оси бедренной кости, через середину плоскости перелома, а в скобках – другие возможные параметры положений фиксатора. Представлены только максимальные $\angle \gamma$, поскольку их минимальные значения не ограничены.

Результаты испытания по оценке влияния геометрических параметров перелома на величину нагрузки, вызывающей разворот костных отломков.

Влияние расстояния от нижней точки контакта костных отломков до основания головки бедра

Порядок проведения испытания: моделировали переломы шейки бедренной кости с наклоном плоскости перелома к горизонтальной плоскости под углом 45° , $\alpha=45^\circ$. У одного образца плоскость перелома располагали на расстоянии 10 мм от основания головки бедренной кости, $OA=10$ мм, а у второго – 20 мм, $OA=20$ мм. Отломки каждого образца фиксировали одним имплантатом, создающим активную силу. Имплантаты проводили перпендикулярно к оси диафиза с тем, чтобы они пересекали плоскость перелома на равном расстоянии от нижней точки контакта костных отломков, $CO=30$ мм. Сила пружины каждого имплантата, F , составляла 100 Н. Испытательной машиной Р5057-50 прикладывали к головкам бедра статическую нагрузку P , направленную под углом $6-8^\circ$ к диафизу, рис.2.31а,б.

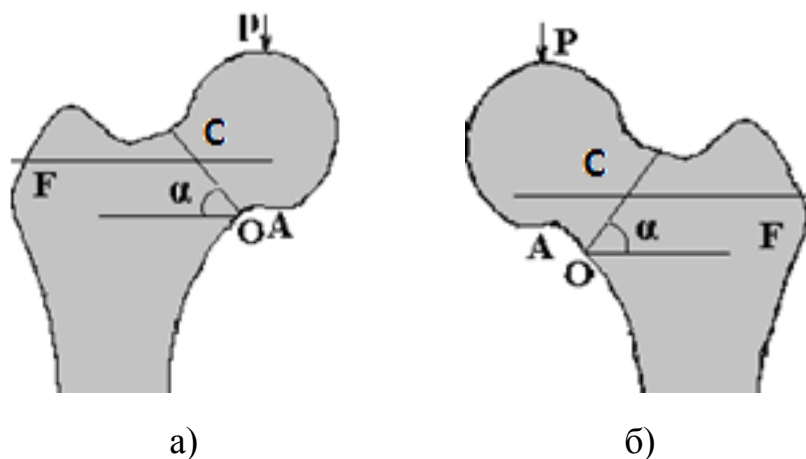


Рис.2.31. Модель с параметрами АО 10мм(а) и 20мм(б)

Нагрузку P увеличивали до разворота отломков в виде появления между ними зазора до 0,1 мм у верхнего, проксимального отдела плоскости контакта, который выявляли введением щупа.

Результаты испытания

ОА, мм	Разворачивающая нагрузка (Р), Н
10	430
20	213

Заключение испытания: увеличение расстояния от основания головки бедра до нижней точки контакта костных отломков в два раза с 10 до 20 мм привело к двукратному уменьшению величины нагрузки, вызывающей разворот костных отломков.

Ниже представлена рассчитанная зависимость между величиной разворачивающего момента и удалением нижней точки контакта костных отломков от основания головки бедра ОА, при функциональной нагрузке 30 кг, рис.2.32.

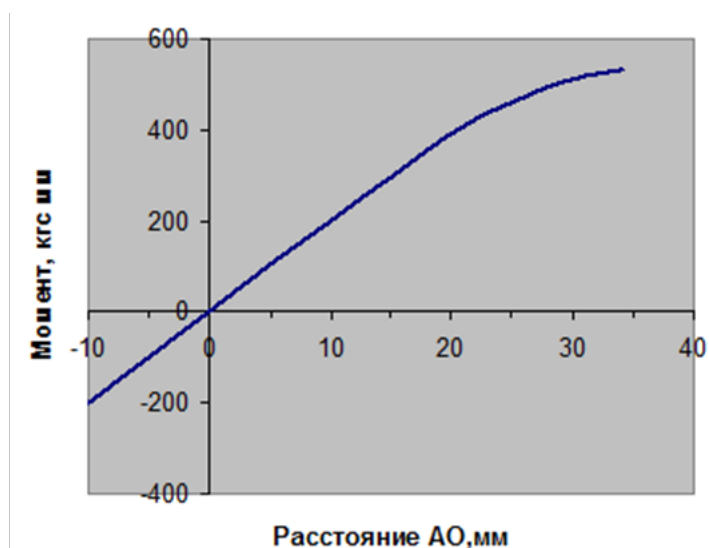


Рис.2.32. Зависимость разворачивающего момента от величины АО

График наглядно демонстрирует те положения, которые были выведены исходя из здравого смысла. Если величина отрезка АО равна нулю, т.е. нижняя точка контакта костных отломков приходится на основании головки бедра, то разворачивающий момент отсутствует. При латерализации нижней точки контакта костных отломков возникает разобшающий момент, возрастающий

практически в линейной зависимости. При базальных переломах его значение достигает 500кгс•мм. Напротив, при вколоченных переломах происходит медиализация нижней точки контакта костных отломков, и ситуация радикально изменяется, поскольку момент направлен на компрессию костных отломков, а не на их разобщение. Поэтому стабильность нефиксированного перелома определяется удалением нижней точки контакта костных отломков от основания головки бедра.

Влияние угла наклона плоскости перелома

Порядок проведения испытания: образцы бедренной кости перепиливали в области шейки. У одного образца плоскость перелома располагали под углом $\alpha=40^\circ$ к горизонтальной, а у второго – под углом $\alpha=70^\circ$ при равном удалении нижней точки контакта костных отломков от основания головки бедра, $OA=10$ мм. Отломки каждого образца фиксировали одним имплантатом, создающим активную силу. Имплантаты проводили перпендикулярно к оси диафиза на равном расстоянии от нижней точки контакта костных отломков, $TO=20$ мм. Усилие пружин имплантатов F составило 150Н рис.2.33а,б. Испытательной машиной Р5057-50 к головкам бедра образцов прикладывали статическую нагрузку P , направленную под углом 6-8° к диафизам. Нагрузку P увеличивали до разворота головки бедра относительно дистального отломка на 0,1 мм, который регистрировали введением щупа в зазор, возникающий между ними.

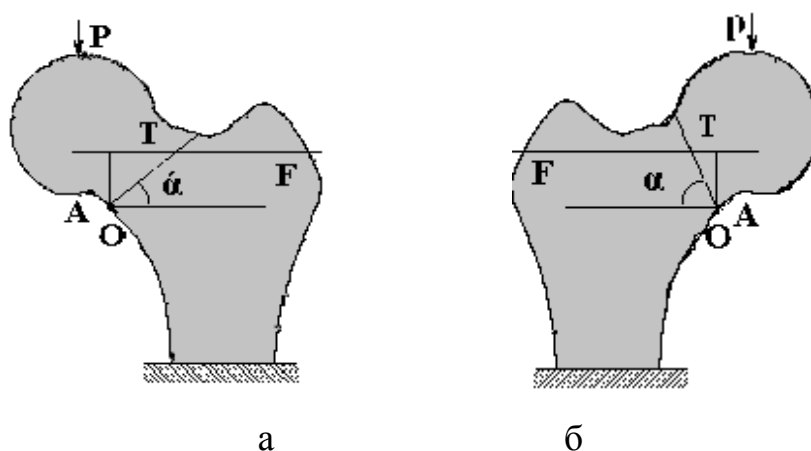


Рис.2.33. Модели со значениями угла α 40°(а) и 70°(б)

Результаты испытания:

α , град.	Разворачивающая нагрузка (P), Н
40	426
70	430

Заключение испытания: изменение угла α не повлияло на величину нагрузки, вызывающей разворот костных отломков.

Отметим, что ось вращения, плечо силы и, следовательно, разворачивающий момент, присутствует при большинстве переломов, за исключением переломов с углом наклона поверхности 90 и более градусов. Из этого следует, что поскольку наклон плоскости перелома не влияет на разворот костных отломков, который является пусковым механизмом смещения этих переломов, то нельзя считать, что классификация Pauwels'а адекватно отражает их стабильность.

Данные испытания по оценке влияния параметров выполнения остеосинтеза на величину нагрузки, вызывающей разворот костных отломков

Влияние удаления имплантата от нижней точки контакта костных отломков

Порядок проведения испытания: моделировали перелом шейки бедренной кости с наклоном плоскости под углом 75° к горизонтальной плоскости. Нижняя точка контакта костных отломков находилась на удалении 15 мм от основания головки бедра. Отломки каждого образца фиксировали одним имплантатом, создающим активную силу, проведенным перпендикулярно к оси диафиза бедра. Вначале изготавливали и испытывали модель, у которой имплантат проводили на расстоянии 30 мм от нижней точки контакта костных отломков, $OT_1=30\text{мм}$. После испытания этой модели имплантат удалили и провели на расстоянии 15 мм от нижней точки контакта костных отломков $OT_2=15\text{мм}$, рис.2.34. В обоих случаях сила пружины имплантата составляла 150 Н, $F_1=F_2=150\text{Н}$. К головке бедра моделей с помощью испытательной машины P5057-50 прикладывали статическую нагрузку, направленную под углом $6-8^\circ$ к диафизу бедра. Нагрузку

увеличивали до разворота головки бедра относительно дистального отломка на 0,1 мм, который выявляли введением щупа между отломками.

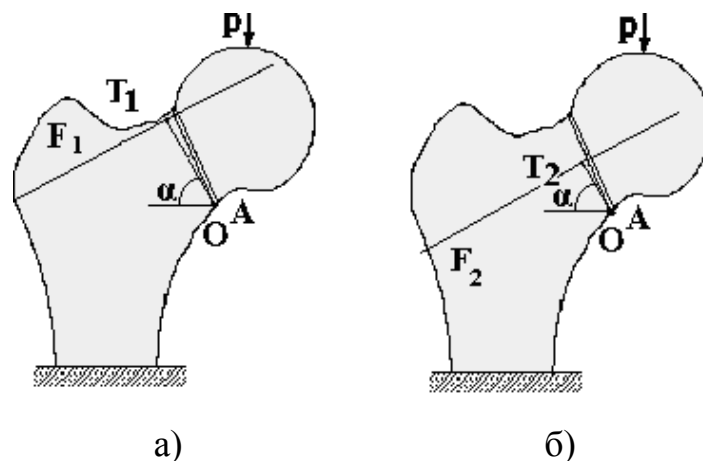


Рис. 2.34. Модели со значениями параметров ТО 30мм(а) и 15мм(б)

Результаты испытания:

Удаление имплантата от нижней точки контакта костных отломков, ОТ, мм	Разворачивающая нагрузка, Н
30	420
15	212

Закключение испытания: увеличение расстояния от имплантата до нижней точки контакта костных отломков в 2 раза с 30 до 15 мм привело к двукратному уменьшению величины нагрузки, вызывающей разворот костных отломков.

Ниже представлена рассчитанная зависимость между минимальной силой имплантата, компенсирующей разворачивающий момент, и плечом ее действия ОТ, при функциональной нагрузке 30 кг и удалении нижней точки контакта костных отломков от основания головки бедра на 10мм, ОА=10мм, рис.2.35.

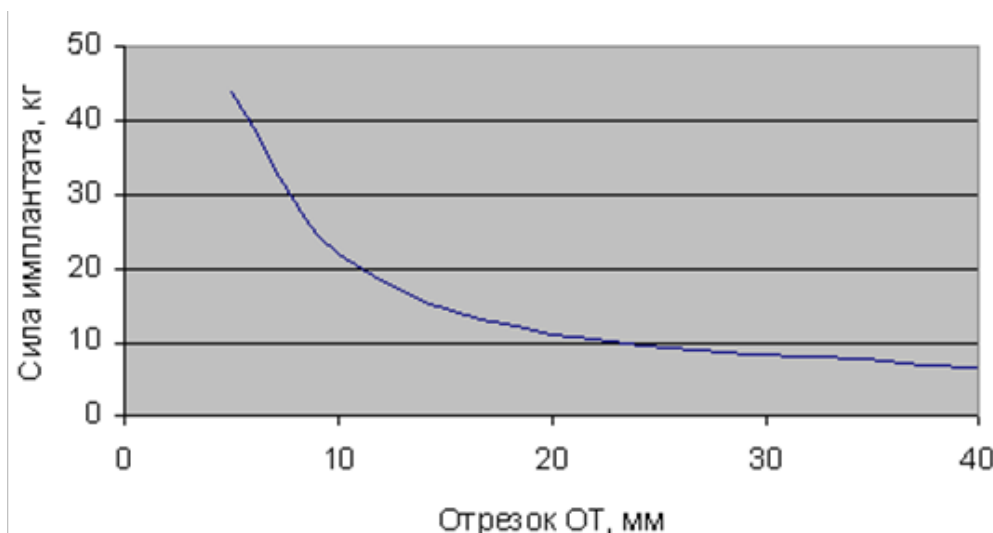


Рис.2.35. Зависимость минимальной силы имплантата, компенсирующей разворот костных отломков от величины отрезка ОТ

Из анализа графика следует, что в зависимости от расположения имплантатов эффективность его работы изменяется от высокой до практически бесполезной. Действительно, если расположить имплантат таким образом, чтобы плечо его силы было максимальным, то для предотвращения разворота костных отломков достаточно небольшого усилия, менее 7 кг. Напротив, при нерациональном расположении, когда величина плеча составляет 5-6 мм, для этого нужно усилие свыше 40 кг.

Таким образом, усилие имплантата, необходимое для компенсации разворачивающего момента, уменьшается с увеличением отрезка ОТ, плеча действия силы имплантата. Соответственно, удлинение плеча силы улучшает компенсацию разворачивающего момента без изменения самой силы имплантата. Поэтому правилом выполнения остеосинтеза должно быть создание наибольшего плеча действия силы имплантата – проведение его на максимально возможном удалении от нижней точки контакта костных отломков. Особо отметим, что это правило применимо только для имплантатов поддерживающих активную силу.

Влияние угла между имплантатом и плоскостью перелома

Порядок проведения испытания: образец бедренной кости перепиливали, моделируя перелом шейки под углом 50° по Linton. Отломки образца фиксировали одним активным имплантатом. При этом вначале изготавливали и испытывали образец, у которого

имплантат проводили вдоль оси шейки бедра, под углом $\gamma_1 = 90^\circ$ к плоскости перелома. Затем имплантат удаляли и проводили его по-другому, перпендикулярно к продольной оси бедренной кости, под углом $\gamma_2 = 130^\circ$. Имплантаты пересекали плоскость перелома в одной точке. Пружина каждого имплантата развивала усилие $F=150$ Н. При испытании к головке модели прикладывали статическую нагрузку P , направленную под углом $6-8^\circ$ к диафизу бедра рис.2.36. Нагрузку P увеличивали до разворота отломков на $0,1$ мм, который выявляли введением щупа в возникающий между ними зазор. Регистрировали величину нагрузки P , вызывающей это смещение.

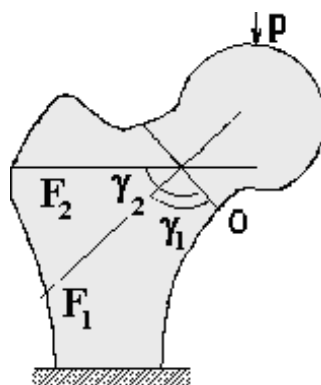


Рис.2.36. Модели со значениями $\gamma_1 90^\circ$ и $\gamma_2 130^\circ$

Результаты испытания:

γ , град.	Разворачивающая нагрузка (P), Н
130	250
90	380

Закключение испытания: изменение угла между имплантатом и плоскостью перелома влияет на величину нагрузки, вызывающей разворот костных отломков.

Обсуждение результатов исследования. При большем угле наклона γ_2 надежность остеосинтеза меньше, чем при γ_1 , но непосредственной причиной является не величина этих углов. Обратим внимание на плечи моментов сил F_1 и F_2 - OT_1 и OT_2 . Плечо

OT_2 , возникающее при большем угле γ_2 , оказывается меньше значения OT_1 при γ_1 . Как показал простейший расчет, соотношение между их величинами составляет $\sin(\gamma_2 - \gamma_1)$ или 0,64 в нашем случае, рис.2.37.

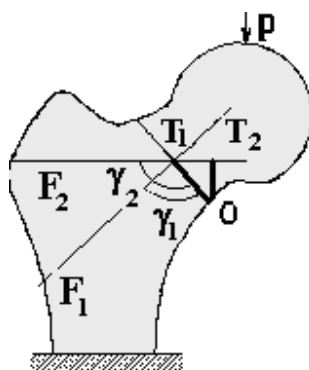


Рис.2.37. Соотношение между величинами плеча момента силы имплантата и угла наклона имплантата к плоскости перелома

В эксперименте были выявлены разворачивающие усилия, у которых имеется практически тоже соотношение значений 0,64. Таким образом, угол наклона имплантата к плоскости перелома влияет на величину плеча силы имплантата и, тем самым, на ее стабилизирующее действие, а при данном испытании на величину разворачивающей нагрузки. Удаление имплантата от нижней точки контакта костных отломков соответствует отрезку перпендикуляра, опущенного на линию имплантата из точки О. На рис.2.38 приведены примеры того, что имплантаты F_1 , F_2 и F_3 , которые проходят через одну точку С на плоскости перелома, но под разными к ней углами, имеют и разное TO_1 , TO_2 и TO_3 .

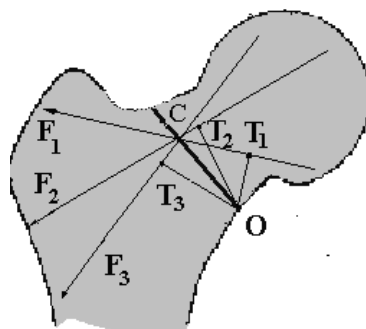


Рис.2.38. Иллюстрация зависимости величины плеча действия силы имплантата от угла проведения имплантата относительно плоскости перелома

Следовательно, удаление имплантата от нижней точки контакта костных отломков имеет не только совершенно очевидную зависимость от места его пересечения с плоскостью перелома, но и взаимосвязано с величиной угла, под которым имплантат ее пересекает. Кроме того, этим углом определяется значение составляющих, на которые раскладывается сила имплантата относительно плоскости перелома, см. рис. 2.23.

Роль удаления имплантата от нижней точки контакта костных отломков состоит в том, что оно определяет плечо силы имплантата при вращении костных отломков относительно точки О. Произведение силы имплантата F и отрезка $ТО$ дает величину момента, который противодействует разобшающему моменту функциональной нагрузки, а значения нормальной и тангенциальной составляющих силы имплантата влияют на смещение отломков по ширине.

*Методика определения коэффициента трения губчатой кости
проксимального отдела бедра и влияние его величины
на процесс смещения ПШБК*

Теперь о третьем параметре перелома, который характеризует особенности поверхности костных отломков. Очевидно, что смещение костных отломков по ширине может происходить только в тех случаях, в которых величина режущей силы превысит силу сопротивления смещению. Для плоских поверхностей сила сопротивления смещению представляет собой силу трения. Поскольку величина силы трения зависит от коэффициента трения, то без его значения эффект действия режущей силы оценить невозможно. Тем не менее, сведения о значении коэффициента трения для губчатой кости проксимального отдела бедра в литературе отсутствовали, и мы определили его по известной методике Gutte, 1934.

Порядок проведения испытания: три образца проксимального отдела бедра, взятые от индивидуумов 50-70 лет, независимо от пола, без специальной химической и физической обработки, перепиливали в области шейки у основания головки. Головку бедра 3 закрепляли, плоскостью опиловки кверху, в приспособлении 4, исключая ее перемещение. Второй отломок бедренной кости 5 помещали сверху. К нему с помощью испытательной машины Р-2 прикладывали нагрузку R_n по нормали к плоскости распила через роликовый подшипник 1 и прокладку 2 для исключения погрешности, вызванной влиянием трения привода нагрузки. К верхнему отломку прикла-

дывали также смещающую нагрузку $P_{сдв}$, ориентированную по направлению качения подшипника, используя грузы и гибкую связь. Регистрировали величину нагрузки $P_{сдв}$, вызывающую смещение верхнего отломка, рис.2.39.

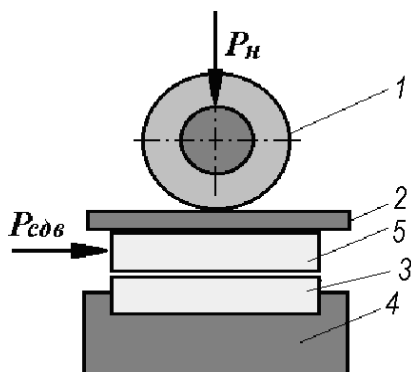


Рис.2.39. Схема испытания по определению коэффициента трения

Измерение проводили в диапазоне нормальных нагрузок P_n от 100 до 500Н, приближенных к значению нагрузок, действующих в зоне тазобедренного сустава при стоянии человека среднего веса с опорой на обе ноги. При каждой нагрузке P_n выполняли по три замера. Результаты испытания приведены в таблице 3.

Таблица 3

**Величина коэффициентов трения губчатой кости
проксимального отдела бедра при испытании нормальными
нагрузками P_n в диапазоне 100-500Н**

Нормальная нагрузка, P_n , Н	Средняя сдвигающая нагрузка по образцам, $P_{сдв}$, Н			Коэффициент трения $K = P_{сдв}/P_n$
	№1	№2	№3	
100	88,0	78,1	82,2	0,880; 0,781; 0,822
200	162	170	161	0,810; 0,850; 0,805
300	271	269	250	0,903; 0,897; 0,833
400	340	340	343	0,850; 0,850; 0,857
500	449	420	437	0,898; 0,840; 0,874
Среднее значение $K = 0,85 \pm 0,01$				

Результаты испытания: для поверхности шейки бедра в виде равного опиала величина коэффициента трения костной ткани составила $0,85 \pm 0,03$.

Полученное значение коэффициента трения использовали при расчете зависимости стабильности переломов от угла наклона его плоскости. Был выполнен расчет зависимости стабильности нефиксированного перелома от угла наклона его плоскости при коэффициенте трения 0,85 и нагрузке весом тела 300Н, приложенной к головке бедра под углом 8° к оси диафиза.

Результаты расчета отражены на графике, рис.2.40.

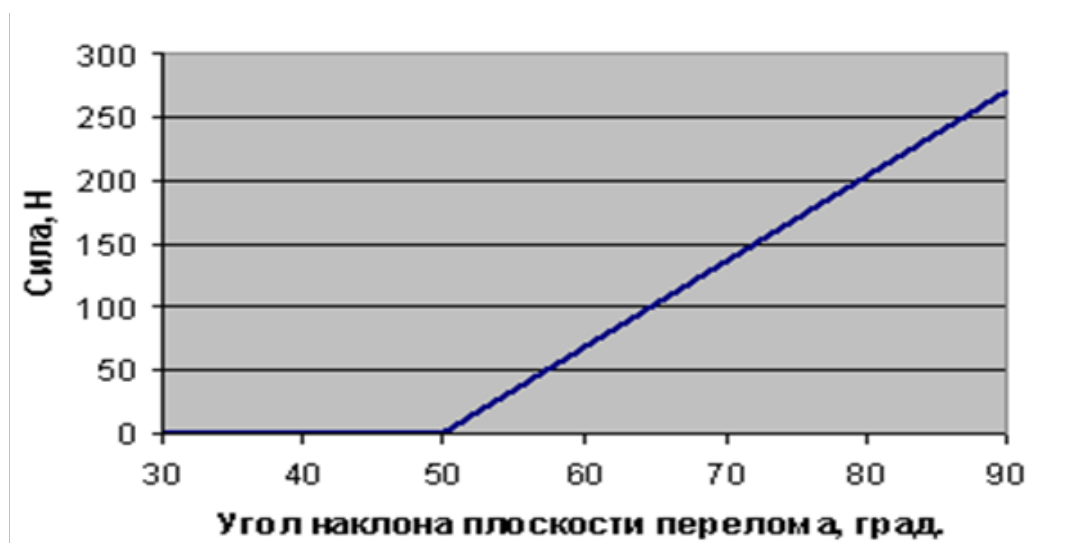


Рис.2.40. Зависимость некомпенсированной силы скольжения от угла наклона плоскости перелома при функциональной нагрузке 300Н и значении коэффициента трения 0,85.

Представленная зависимость показала, что костные отломки должны смещаться при углах наклона плоскости более 49° , поскольку при меньших углах наклона сила скольжения будет компенсированной. Между тем, в каждом конкретном клиническом случае величина коэффициента трения верифицируется плохо. Поэтому аналогичный расчет провели для той же нагрузки 300Н, но при разных значениях коэффициента трения (сопротивления смещению) - от 0 до 1,2 с шагом 0,2. Результаты расчета представлены графически на рис.2.41.

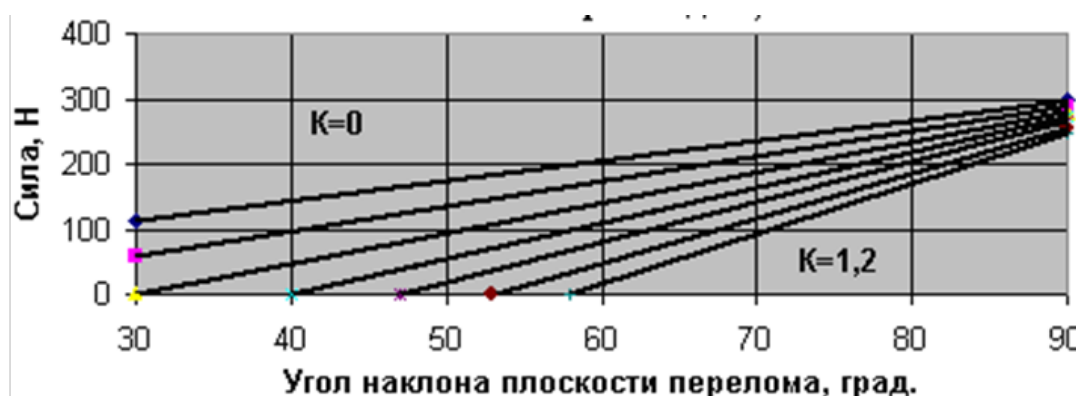


Рис.2.41. Зависимость некомпенсированной силы скольжения от угла наклона плоскости перелома при функциональной нагрузке 300Н и значении $K_{\text{сопр.}}$ от 0 до 1,2

Верхняя линия графика соответствует $K=0$, ниже лежащая - $K=0,2$ и т.д. до $K=1,2$ (нижняя линия). Результаты расчета указывают на то, что при уменьшении коэффициента трения (сопротивления смещению), сдвиг костных отломков будет происходить при меньших углах наклона плоскости перелома. При значении коэффициента менее 0,4 смещение должно происходить при всех углах наклона, поскольку величины силы трения недостаточно для стабилизации переломов. С уменьшением коэффициента трения сила, вызывающая скольжение костных отломков, существенно возрастает.

Очевидно, что у реального перелома поверхности костных отломков будут не настолько ровными, как в эксперименте и правильнее учитывать коэффициент сопротивления смещению, величина которого определяется многообразием рельефа, неровностей поверхности костных отломков. Поэтому величина коэффициента сопротивления смещению будет значительно больше, чем у выявленного коэффициента трения.

Подставив в уравнения равновесия значения параметров, включая выявленный коэффициент трения, мы получили, что разворот костных отломков происходит при меньших значениях приложенной нагрузки, чем их смещение по ширине. При тех значениях нагрузок, которые вызывают разворот костных отломков, смещение по ширине может происходить только при уменьшении силы сопротивления смещению.

Обсуждение результатов исследования. Полученные данные подтвердили возможность оценки стабильности перелома с помощью угла наклона его плоскости, поскольку нескомпенсированное трением смещающее действие функциональной нагрузки конечности возрастает с увеличением наклона плоскости перелома. Однако классификация Pauwels'a, основанная на величине этого угла, во многом не имеет теоретического и практического обоснования. В частности, по этой классификации к стабильным относят переломы, у которых угол наклона плоскости не превышает 30° . Между тем, как следует из расчета, при выявленном значении коэффициента трения 0,85 не должны смещаться переломы, которые имеют угол наклона плоскости до 50° . Более того, для реальных переломов из-за неровности поверхностей костных отломков следует учитывать показатель сопротивления смещению, значение которого будет существенно больше, чем у коэффициента трения. Соответственно, стабильными должны быть переломы с еще большим наклоном плоскости.

2.5.4. Последовательность этапов смещения костных отломков ПШБК

Таким образом, расчеты подтвердили, что при смещении ПШБК вначале должен происходить разворот костных отломков, а потом их сдвиг по ширине. Механизм смещения ПШБК «запускается» разворотом костных отломков, и при его отсутствии смещения по ширине не будет, т.е. обеспечивается стабильная фиксация перелома.

Смещение ПШБК начинается разворотом костных отломков в зоне наибольшего изгиба верхнего отдела бедра, который расположен в плоскости, приближенной к фронтальной. Вместе с тем, некоторые авторы выдвигали предположения о наличии разворота костных отломков в плоскости перелома (ротации). Существуют имплантаты, преимущество которых считается способность предотвращать подобные развороты. Если разворот в плоскости перелома действительно может происходить раньше разворота во фронтальной плоскости, то наши представления о процессе смещения окажутся неверными. Рассмотрим ситуацию подробнее.

Для этого на контуры проксимального отдела бедра во фронтальной (а), горизонтальной (б) и сагиттальной (в) плоскостях нанесем плоскость перелома ОО, имплантат FF, анатомическую ось шейки бедра АА и место приложения функциональной нагрузки конечности точку Р, рис.2.42.

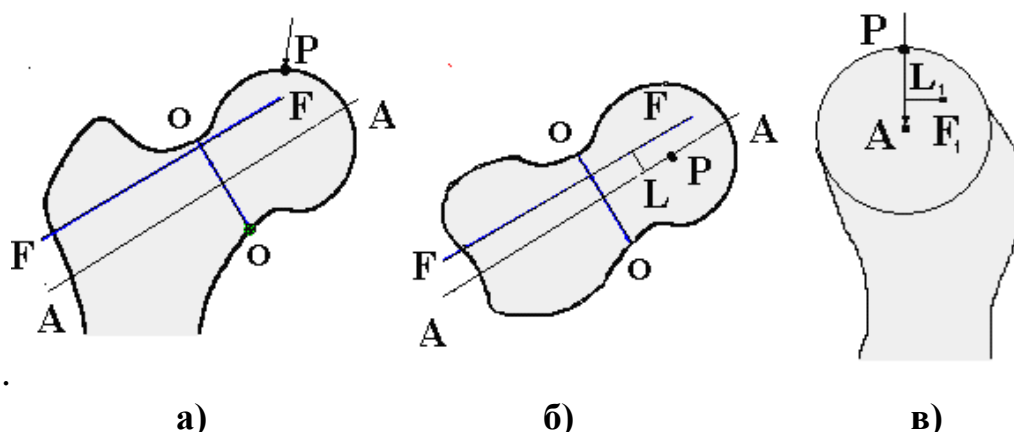


Рис.2.42. Контуры проксимального отдела бедра во фронтальной (а), горизонтальной (б) и сагиттальной (в) плоскостях

Функциональная нагрузка конечности прикладывается в точке P , которая проецируется на анатомическую ось шейки бедра AA . Это означает, что у незафиксированного перелома функциональная нагрузка P не имеет плеча, т.е. отсутствует момент силы, необходимый для разворота костных отломков относительно оси AA . Значит, разворот костных отломков в плоскости перелома рассматривать бессмысленно. Вместе с тем, у функциональной нагрузки P имеется плечо для описанного разворачивающего момента во фронтальной плоскости. Однако после проведения имплантата FF механические условия изменяются. Очевидно, что положение имплантата не будет строго совпадать с анатомической осью шейки бедра. Поэтому имплантат пройдет, например, через некоторую точку F_1 . В результате, у функциональной нагрузки появится плечо, отрезок L_1 , соответственно момент PL_1 относительно точки F_1 , возможной оси вращения в плоскости перелома. Оценим приблизительную величину этого плеча. Радиус головки достигает 20 мм. Могут быть технические ошибки при проведении имплантата, но в целом его отклонение от анатомической оси шейки, от центра головки бедра не превысит нескольких миллиметров. Нужно отметить, что момент PL_1 направлен только на вращение костных отломков, а не на разобщение их контактирующих поверхностей. Поэтому будет сохраняться стабилизирующее действие силы сопротивления смещению (силы трения). По аналогии с основным механизмом смещения переломов - без предварительного разобщения поверхностей костных отломков смещения по ширине не происходит. Кроме того, для вращения костных отломков отдельно друг от друга их ось вращения (имплантат) должна располагаться строго перпендикулярно по отношению к плоскости перелома. В противном случае конфигурация концов костных отломков

послужит препятствием для их разворота. Очевидно, что практически всегда имплантат будет расположен не совсем под прямым углом к плоскости перелома. Это означает, что костные отломки могут разворачиваться в плоскости перелома только после разобщения контактирующих поверхностей из-за разворота во фронтальной плоскости. В итоге смещение ПШБК действительно происходит в виде представленного двухэтапного процесса.

Новые представления о процессе смещения костных отломков изменяют традиционный подход к оценке стабильности ПШБК.

2.5.5. Критерий стабильности незафиксированного ПШБК

Очевидно, что показателем стабильности незафиксированного перелома служит величина функциональной нагрузки вызывающей смещение костных отломков. Процесс смещения ПШБК запускается разворотом отломков под влиянием разобщающего момента функциональной нагрузки конечности. Разобщающий момент представляет собой произведение величины функциональной нагрузки конечности на длину ее плеча, рычага. Следовательно, смещающее влияние приложенной функциональной нагрузки, т.е. величина разобщающего момента зависит от рычага этой нагрузки: при большем рычаге увеличивается разобщающий момент, и перелом смещается при меньшем значении нагрузки. Длина рычага соответствует удалению нижней точки контакта костных отломков, точки О, от основания головки бедра, точки А, через которое проходит вектор функциональной нагрузки.

Таким образом, расстояние от нижней точки контакта костных отломков - точки О - до основания головки бедра точки А является рентгенологическим критерием стабильности ПШБК: чем оно меньше, тем больше стабильность незафиксированного перелома и наоборот, рис.2.43.

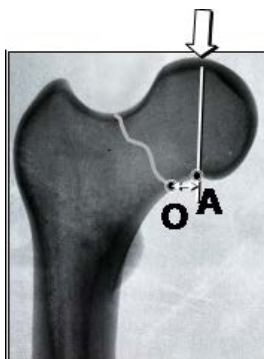


Рис.2.43. Рентгенологический критерий стабильности ПШБК

Согласно критерию стабильности ПШБК, самыми стабильными являются подголовчатые переломы, а нестабильными – базальные. Это не противоречит накопленным клиническим данным, которые, как правило, отражают стабильность фиксации переломов, а не стабильность незафиксированных переломов. Например, А.В. Каплан, 1967 отмечает, что чем ближе к головке расположена плоскость перелома, тем хуже перелом срастается. Автор объясняет причину: при субкапитальном переломе в его коротком центральном отломке располагается небольшая часть имплантата, недостаточная для стабильной фиксации.

Из-за наличия разворота костных отломков исходы лечения не соответствуют разделению ПШБК по классификации F.Pauwels'a. Действительно, процесс разворота костных отломков не зависит от наклона плоскости перелома, угла α . В свою очередь, величина угла α не влияет на длину плеча функциональной нагрузки АО. Вместе с тем, значения $\angle \alpha$ и АО косвенно взаимосвязаны. По данным рентгенометрии, при большем АО возможны большие значения $\angle \alpha$. Отсюда, оценка стабильности перелома по углу наклона плоскости в некоторых случаях совпадает с предложенным критерием. Однако, например $\angle \alpha 60^\circ$, может быть при любой величине АО из существующего диапазона от 0 до 34 мм. Исходя из равенства угла наклона, стабильность этих переломов должна быть одинаковой, но, в действительности она отличается из-за разных значений АО, (Шуголь Г.Б. с соавт., 2006), рис.2.44.

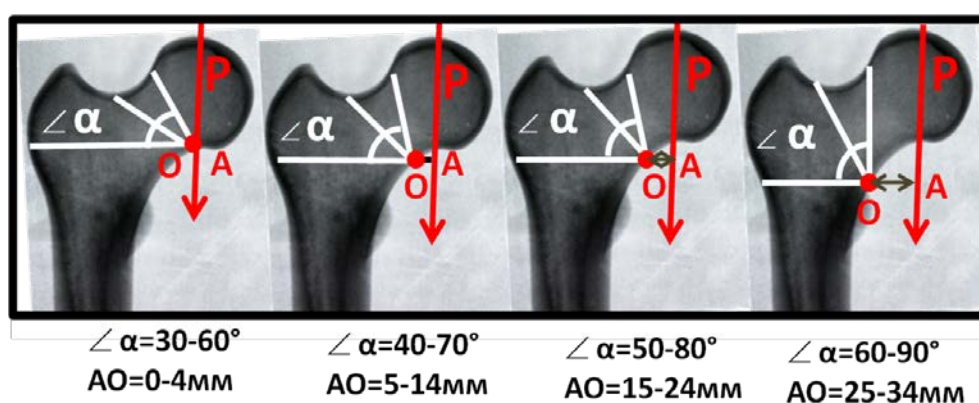


Рис.2.44. Соотношения между углом наклона плоскости перелома и удалением нижней точки контакта костных отломков от основания головки бедра (между критерием F.Pauwels'a и новым критерием стабильности переломов).

Вместе с тем, длина костных отломков, величина АО не позволяет количественно оценивать стабильность остеосинтеза. Это становится возможным только по результатам расчета моментов приложенных сил при остеосинтезе, основанном на принципе АФС.

2.5.6. Критерий стабильности остеосинтеза ПШБК основанного на принципе активной фиксации стягиванием, АФС

Критерий стабильности остеосинтеза переломов шейки бедра, основанного на принципе АФС, который вывели из расчета по формулам, представлен на рис.2.45.



Стабилизирующий момент ≥ разобщающего

$$F \times TO \geq P \times OA$$

Рис.2.45. Критерий стабильности остеосинтеза ПШБК, основанного на принципе активной фиксации стягиванием

Согласно этому критерию, для стабильной фиксации ПШБК нужно, чтобы момент активной силы имплантата был больше момента функциональной нагрузки конечности. Такое соотношение между моментами сил означает, что результирующая сил проходит через плоскость перелома. Подобное приложение нагрузки мы выявили при известных испытаниях, при которых экспериментаторы получали устойчивость моделей остеосинтеза, сопоставимую с прочностью неповрежденной кости. Но в клинике нагрузка обычно проходит по-другому, вне плоскости перелома. Критерием стабильности остеосинтеза являются конкретные параметры выполнения остеосинтеза, при котором в клинике нагрузка проходит через плоскость перелома. При его соблюдении обеспечивается стабильная фиксация переломов в условиях ранней функциональной нагрузки конечности

(Шуголь Г.Б.с соавт.,2006). Представляем испытание, результаты которого это подтверждают.

Испытание моделей остеосинтеза, основанного на АФС и на одномоментной межотломковой компрессии, для сравнительной оценки их устойчивости к нагрузкам и для проверки данных математического моделирования

Материал и методы исследования

Проксимальные отделы бедренных костей, взятые от одного индивидуума, перепилили ножовкой в области шейки. Изготовили модели переломов с углом наклона плоскости 75° по Linton'у, $\angle\alpha=75^\circ$ и с удалением нижней точки контакта костных отломков от основания головки бедра на 15мм, $OA=15\text{мм}$. Отломки одного костного образца фиксировали двумя разработанными имплантатами поддерживающими нагрузку, ИПН, которые проводили перпендикулярно к оси диафиза бедра, на удалении от нижней точки контакта костных отломков 25мм и 15мм, $TO_1=25\text{мм}$, $TO_2=13\text{мм}$. Усилие пружины одного ИПН составило 120Н, другого -150Н, $F_1=120\text{Н}$, $F_2=150\text{Н}$. Отломки второго костного образца фиксировали тремя большими спонгиозными винтами, $S_{1,2,3}$, которые проводили вдоль оси шейки бедра, рис.2.46а,б.

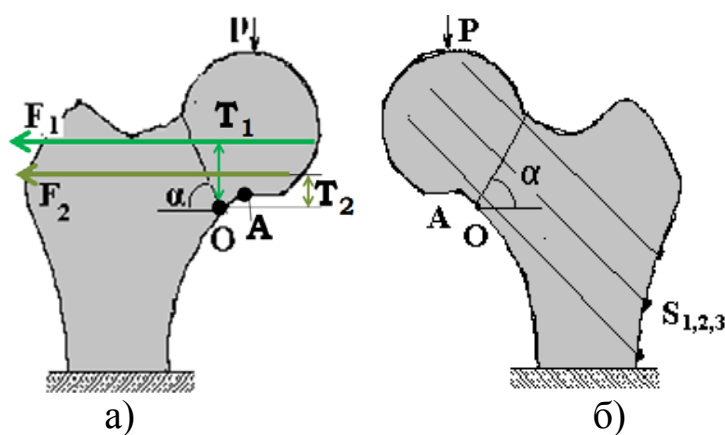


Рис.2.46. Схема моделей остеосинтеза двумя ИПН (а) и тремя большими спонгиозными винтами (б)

К головкам бедренных костей моделей с помощью испытательного стенда прикладывали циклическую нагрузку P , направленную под углом $6-8^\circ$ к оси диафиза. Начальную максимальную нагрузку в цикле 100Н увеличивали на 100 Н через каждые 1000 циклов. Продолжительность одного цикла нагрузки составила 3,6 сек. Регистриро-

вали количество циклов нагрузки и величину относительного смещения костных отломков. Испытания проводили до смещения отломков на 2 мм. До и после испытания выполняли рентгенографию моделей.

Для проверки данных математического моделирования в расчетные формулы в программе Microsoft Excel для ПК вводили значения параметров натурной модели остеосинтеза двумя ИПН.

Результаты испытания

Результаты сравнительного испытания моделей представлены в виде графика зависимости смещения костных отломков, от величины и количества циклов приложенной нагрузки, рис.2.47.



Рис.2.47. Зависимость суммарного смещения отломков моделей от величины и количества циклов нагрузки

Нижняя линия графика показывает необратимое смещение, верхняя – суммарное. Суммарное смещение состоит из необратимого, обратимого и вклада упругой составляющей системы машина-образец, упругости системы.

Следующий график также показывает зависимость смещения костных отломков от величины и количества циклов нагрузки, но без

составляющей упругости системы, значения которой получили при испытании неразрушенного проксимального отдела бедра, рис.2.48.

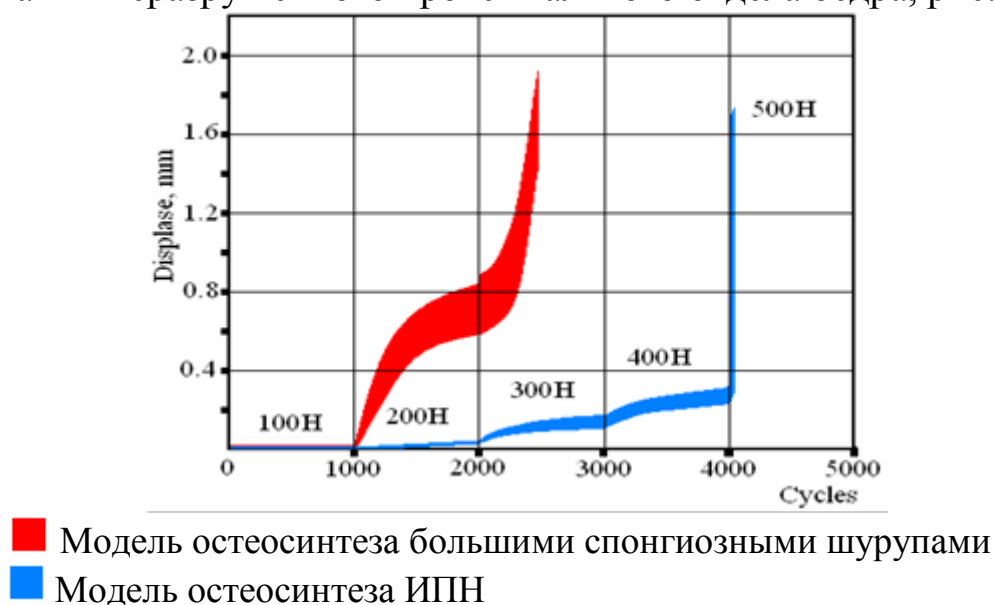


Рис.2.48. Зависимость смещения отломков моделей от величины и количества циклов нагрузки без составляющей упругости кости

Расстояние между верхней и нижней линиями графика в этом случае соответствует обратимому смещению костных отломков S в цикле нагрузки. Рентгенограммы моделей остеосинтеза, выполненные до и после испытания, представлены на рис.2.49.

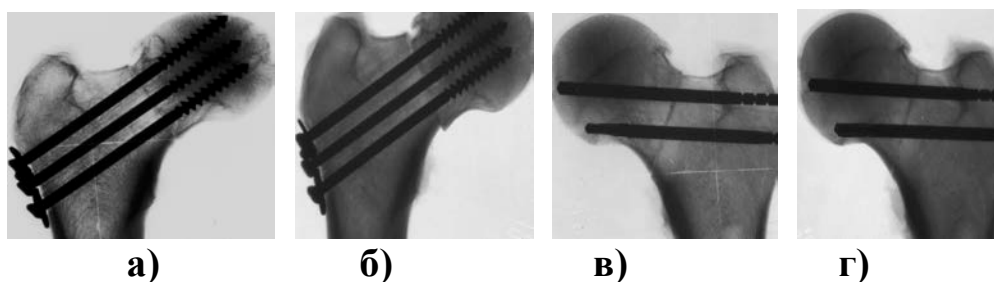


Рис.2.49. Рентгенограммы моделей остеосинтеза:
 Большими спонгиозными винтами до испытания (а) и после (б);
 ИПН до испытания (в) и после (г).

При фиксации тремя большими спонгиозными винтами смещение отломков на 2 мм произошло при нагрузке 300 Н, максимальная неразрушающая циклическая нагрузка в опыте составила 200 Н, при S , равном 0,25 мм и общем смещении 0,9 мм. У моделей фиксации 2 ИПН смещение отломков на 2 мм наступило при нагрузке 500 Н, при-

чем имело обратимый характер. Максимальная неразрушающая циклическая нагрузка составила 400 Н, при S менее 0,1 мм и общем смещении 0,3 мм.

Рассчитанное значение смещающей нагрузки для этой модели составило 460 Н.

Обсуждение результатов исследования

К головке модели прикладывали нагрузку под углом 8° к оси диафиза бедра, что соответствует стоянию человека с равной опорой на конечности. Известно, что при таком стоянии величина нагрузки в зоне тазобедренного сустава не превышает $1/3$ веса тела. В движении функциональные нагрузки формируются при участии мышц, поэтому их значения возрастают. Усилие мышц может вызывать отклонение вектора функциональной нагрузки от вертикального направления на угол, достигающий 30 градусов (Янсон Х.А., 1975). При этом уменьшается плечо разворота функциональной нагрузки, благодаря чему стабильность перелома повышается по сравнению с данными моделирования. Следовательно, при равной величине функциональной нагрузки ее реальное смещающее влияние будет меньшим, чем при моделировании. Таким образом, в эксперименте были смоделированы нагрузки, действующие при стоянии человека с равной опорой на конечности. Поэтому результаты моделирования предназначены для оценки влияния функциональных нагрузок, величиной до $1/3$ веса, 30-35 кг. Поэтому для случая стояния на двух ногах бессмысленно рассматривать действие нагрузок большей величины. Напротив, заслуживают детального изучения влияние нагрузок значением 30-35 кг, поскольку стабильная фиксация при стоянии с равной опорой на конечности имеет большое практическое значение. После проведения обычных остеосинтезов ПШБК больным длительно запрещают нагружать оперированную конечность. Больные пожилого возраста, как правило, не могут ходить при помощи костылей без нагрузки поврежденной конечности или дозировать ее. К тому же отсутствует количественный критерий допустимой нагрузки. Поэтому их двигательная активность значительно снижается. В противном случае возникает подвижность костных отломков (в эксперименте величина S). И то, и другое отрицательно сказывается на исходах лечения и качестве жизни больных.

Испытание подтвердило, что после остеосинтеза тремя большими спонгиозными винтами противопоказана ранняя функциональная нагрузка оперированной конечности. Действительно, при нагрузке

200 Н величина суммарного смещения костных отломков приближается к 1 мм при относительном смещении во время нагрузки 0,25 мм, а при 300 Н – быстро достигает 2 мм. При фиксации 2 ИПН подобные нагрузки привели к общему смещению отломков модели не более чем 0,2 мм и ничтожному относительному смещению, не более 0,03 мм. Этого достаточно для безопасного стояния больного, имеющего вес в пределах 100 кг, и соответствует данным расчета.

При фиксации 2 ИПН рассчитанное значение смещающей нагрузки и нагрузка, которая привела к смещению отломков модели в эксперименте, 460 Н и 500 Н, различались менее чем на 10%. Это указывает на удовлетворительное совпадение данных математического моделирования с результатом натурного испытания (Шуголь Г.Б. с соавт., 2006).

2.6. Механика фиксации при остеосинтезе ПШБК, основанном на использовании принципа АФС

Остеосинтез, основанный на принципе АФС, выполняют имплантатом, оснащенным пружиной. Сжимая пружину, создают активную силу, направленную вдоль оси имплантата, которая поддерживается в процессе лечения, обеспечивая стабильную фиксацию ПШБК, рис.2.50.

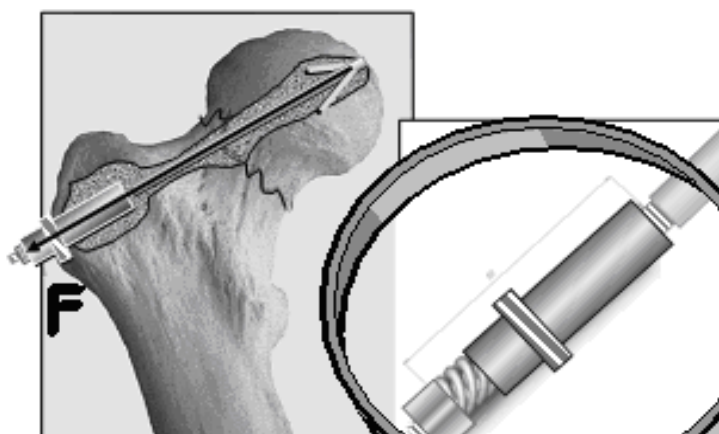


Рис 2.50. Сила сжатой пружины F приложена в соответствии с принципом АФС.

Рассмотрим особенности работы таких имплантатов.

Во время остеосинтеза под влиянием усилия сжатой пружины будет происходить некоторое вытягивание имплантата из головки бедра, а также сминание и взаимное вколочение концов костных отломков в зоне их контакта. В результате пружина несколько расслабится. Все эти процессы остановятся, как только усилие пружины сравняется с сопротивлением костной ткани разрушению. Но в ходе дальнейшего лечения сложившееся равновесие сил нарушится функциональной нагрузкой конечности, под влиянием которой отмеченные процессы возобновятся. Можно считать, что системы кость – имплантат и кость – кость будут «прирабатываться». Очевидно, что итоговая величина силы пружины зависит от прочности костной ткани и особенностей зоны контакта отломков. Они индивидуальны для каждого случая и плохо верифицируются, и отработка методики их оценки требует большого целенаправленного исследования (Подрушняк Е.П. с соавт., 1967, Роднянский Л.Л., 1965 и др.).

Вместе с тем, накопленный клинический материал дает определенные представления о прочности костной ткани. Как известно, в некоторых случаях вколоченные подголовчатые переломы срастаются без оперативного вмешательства, несмотря на то, что больные продолжали ходить, полностью нагружая поврежденную конечность (Hansen F.F., 1994, Raaymakers ELFB, 1991 и др.).

Такие переломы принято фиксировать из-за опасности вторичного смещения при дополнительном разрушении отломков. Отсюда будет корректным допущение, что критическим показателем прочности костной ткани является напряжение, возникающее в ней под действием функциональной нагрузки. Сведения о прочности костной ткани проксимального отдела бедра представлены в фундаментальном исследовании А.Сеппо, 1978, а величина функциональной нагрузки рассматривалась в разделе 2.5.1 главы 2. Но и этих данных недостаточно для точной оценки прочности костной ткани у конкретного больного.

Влияние прочности костной ткани на стабильность фиксации зависит от типа ПШБК. При подголовчатых переломах оно будет наиболее выраженным и одновременно менее предсказуемым. У подголовчатых переломов к губчатой кости головки прилежит более прочная шейка бедра. Поэтому под действием силы пружины и функциональной нагрузки конечности шейка бедра будет внедряться в го-

ловку. При этом перелом преобразуется во вколоченный, и пружина расслабляется так, что ее усилие существенно уменьшается. Вколоченные переломы считаются стабильными. Однако при выраженном снижении прочности губчатой кости головки, фактически при наличии «пустой головки» вколочение отломков не обеспечит перелому настоящую стабильность. Для этого нужно, чтобы сохранилось действие активной силы имплантата в качестве дополнительной фиксации в виде статической межотломковой компрессии.

У трансцервикальных переломов прочность компактной кости прилежащих концов отломков будет практически одинаковой. Поэтому при нагрузке будет только небольшое сминание отломков без их вколочения, и усилие пружины изменится значительно меньше.

Все это указывает на необходимость при лечении каждого больного отслеживать изменения положения костных отломков и имплантата, значения силы пружины и по этим данным устанавливать величину функциональной нагрузки конечности.

2.6.1. Конструкция имплантата

Для осуществления АФС требуется специальный тип имплантатов. Общий вид последней из разработанных конструкций имплантата представлен на рис. 2.51а,б.

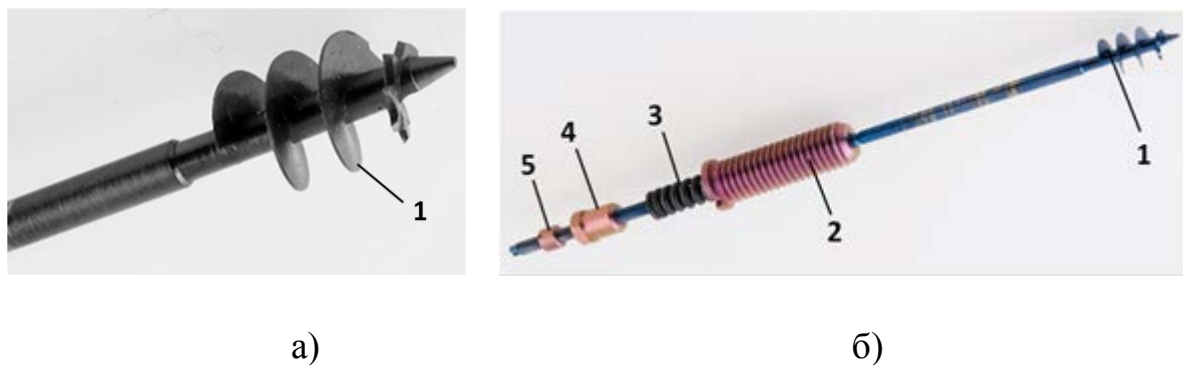


Рис. 2.51. Фотографии имплантата в сборе
а) и шнека фиксирующего элемента крупным планом
б): 1 фиксирующий элемент, 2 опорный стакан, 3 пружина,
4 фиксатор пружины, 5 контргайка

Имплантат состоит из следующих деталей: фиксирующего элемента 1, опорного стакана 2, пружины 3, фиксатора пружины 4, контр-

гайки 5. При выполнении остеосинтеза используется комплект инструмента, рис.2.52.

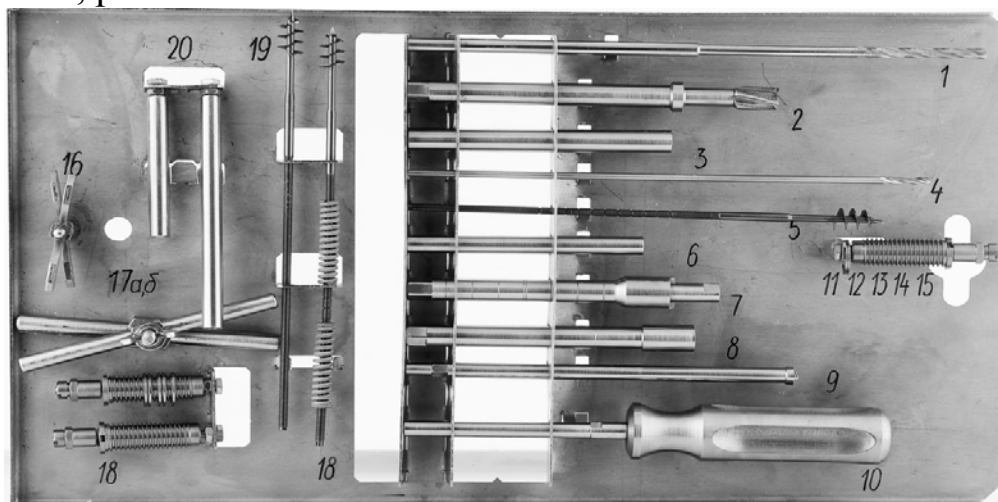


Рис.2.52. Комплект инструмента для выполнения остеосинтеза

При проектировании вначале определили общие требования к рабочим характеристикам и размерам имплантата, которые стали основой для конструкторских решений. Приводим эти общие положения.

Имплантат должен поддерживать дозированную силу при небольшом объеме разрушения костной ткани. Для того чтобы имплантат поддерживал дозированную силу, нужно закрепить один его конец в головке бедра, а на другом конце расположить приспособление, которое будет создавать, поддерживать и прикладывать эту силу к дистальному костному отломку.

Оказалось, что для создания дозированной силы проще всего использовать тарированную цилиндрическую пружину сжатия. Очевидно, что величина силы пружины не может быть больше усилия, которое вытягивает, извлекает имплантат из головки бедра. Извлечение имплантата происходит при разрушении костной ткани возникающим напряжением (Дарков А.В.,1959). Величина напряжения зависит от площади приложения силы. Поэтому для надежного закрепления имплантата площадь его зацепления за губчатую кость головки должна быть достаточной для того, чтобы напряжение, которое создает его активная сила, было меньше минимального разрушающего напряжения для этой кости.

Из множества сделанных попыток различного закрепления имплантата в головке бедра мы выбрали фиксирующий элемент, выполненный в виде шнека 1. Площадь его зацепления за кость составила $1,5 \text{ см}^2$. Эту величину определили исходя из данных А.Сеппо,1978 и результатов нашего исследования. А.Сеппо установил,

что минимальное сминающее напряжение для губчатой кости головки бедра в старшей возрастной группе населения составляет 39 кг/см^2 , а мы выявили, что для стабильной фиксации переломов имплантат должен развивать силу не больше 34 кг. Такая сила, приложенная к площади $1,5 \text{ см}^2$, создает напряжение, меньшее минимального сминающего напряжения. Поэтому закрепление имплантата будет надежным.

Остальные детали имплантата изготовили такими, чтобы конструкция в целом могла решать все поставленные задачи.

Требование к имплантату не вызывать значительного разрушения костной ткани определяется необходимостью бережного отношения к кровообращению костных отломков. Известно, что остеосинтезы небольшими имплантатами не обеспечивают стабильной фиксации, а массивными разрушают костные отломки и систему их кровоснабжения (Е.Н.Коваленко, 2001 и др.). Однако подчеркнем, что эта закономерность действует только при остеосинтезах, основанных на шинировании. Очевидно, что фиксирующие свойства массивных имплантатов становятся лучше из-за большой площади их контакта с костной тканью, при которой уменьшается напряжение. Кроме того, массивные имплантаты прочнее и реже ломаются в процессе лечения.

При остеосинтезе, основанном на АФС, фиксацию перелома обеспечивает непосредственно сила пружины имплантата без участия шинирования. Поэтому размеры имплантата не имеют значения и могут быть минимальными. Как отмечалось выше, принцип АФС предусматривает устранение разворотов костных отломков, которые являются причиной усталостных изломов имплантатов при шинирующих остеосинтезах. При АФС сила пружины направлена по продольной оси имплантата и действует только на его растяжение. Сплавы металлов обладают высокой устойчивостью к подобным нагрузкам, и запас прочности имплантата на разрыв обеспечивается при его диаметре не более 1 мм.

Таким образом, остеосинтез, основанный на АФС, можно осуществлять небольшими конструкциями значительно меньшей прочности по сравнению с обычными имплантатами.

2.7. Испытание имплантата

Величину активной силы имплантата определяет надежность его закрепления в головке бедра. При АФС на имплантат воздействует единственная сила, направленная по его продольной оси. Следовательно, при испытании имплантата вытягивающей нагрузкой можно

оценивать его работоспособность и одновременно прочностные свойства.

Испытание разработанного имплантата №1

Задача испытания: определение величины вытягивающей нагрузки, вызывающей миграцию имплантата из головки бедренной кости.

Объект испытания: образец проксимального отдела бедра, взятый от индивидуума 50 лет мужского пола, без специальной химической и физической обработки, перепиливали у основания головки. Модель изготавливали путем введения имплантата в головку бедренной кости, рисунок 2.53.

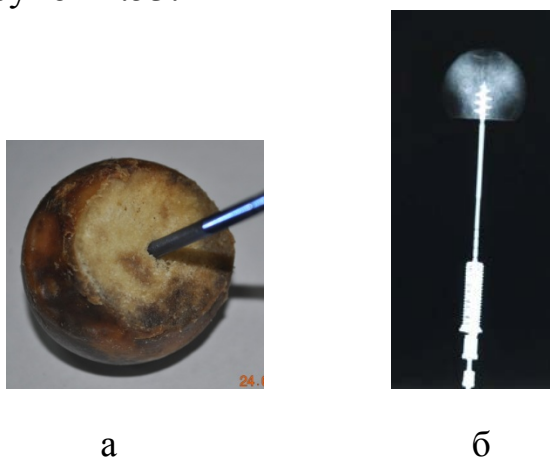


Рис.2.53. Фотография (а) и рентгенограмма модели (б) до испытания

Порядок проведения испытания: головку бедра установили плоскостью опиловки на опору испытательной машины INSTRON 3382 (заводской номер 3382K3726, свидетельство о поверке №27-261, срок действия – до 31 января 2013 г.), подавали на имплантат вытягивающую нагрузку рис. 2.54.



Рис.2.54. Испытание модели

Кривую нагружения записывали автоматически, испытание остановили при достижении удлинения 3,5 мм, рис. 2.55

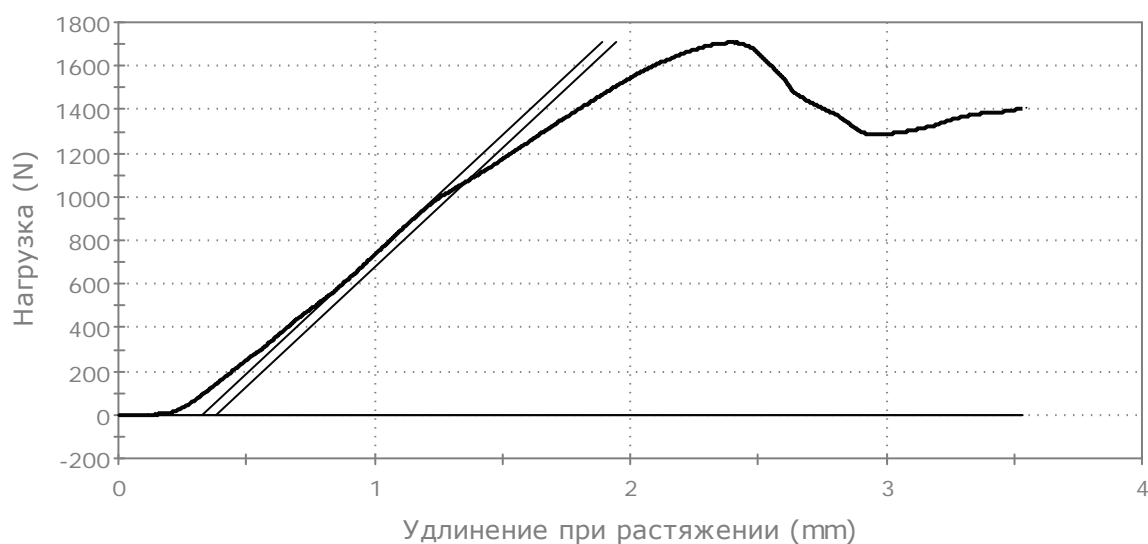


Рис.2.55. Кривая нагружения модели

После испытания головку бедра модели распилили и извлекли имплантат.

Фотографии распиленной головки бедра модели и имплантата после испытания представлены на рис. 2.56, 2.57.



Рис.2.56. Распиленная головка бедра модели после испытания



а)



б)

Рис.2.57. Фотографии имплантата после испытания общий вид (а), шнек крупным планом (б)

Заключение испытания

1. При нагрузке до 1600 Н миграция имплантата не превысила 2 мм;
2. Миграция имплантата без увеличения нагрузки происходит при нагружении выше 1680 Н.
3. Разрушения модели и деформации имплантата не выявлено.

Испытание разработанного имплантата №2

Задача испытания: определение величины вытягивающей нагрузки, вызывающей сминание головки и шейки бедренной кости.

Объект испытания: образец проксимального отдела бедра, взятый от индивидуума 50 лет, мужского пола, без специальной химической и физической обработки, перепиливали у основания головки. Отломки фиксировали имплантатом, перепиливали шейку бедра у основания так, чтобы плоскость опиловки была ориентирована перпендикулярно продольной оси имплантата, рис. 3.9а,б,в.

Порядок проведения испытания модели: головку и шейку бедра с введенным в них имплантатом устанавливали плоскостью опиловки на опору испытательной машины **INSTRON 3382** (заводской номер 3382K3726, свидетельство о поверке №27-261, срок действия – до 31 января 2013 г.). К имплантату подавали вытягивающую нагрузку, рис. 2.58, 2.59

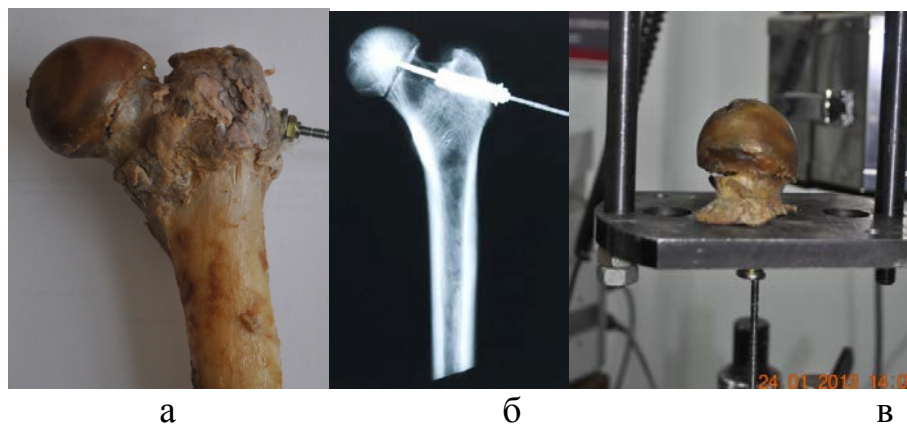


Рис.2.58. Фотография (а) и рентгенограмма (б) фиксированных отломков, фотография головки и шейки бедра с введенным имплантатом, модель до испытания (в)



Рис.2.59. Испытание модели

Кривую нагружения записывали автоматически, рис.2.60.

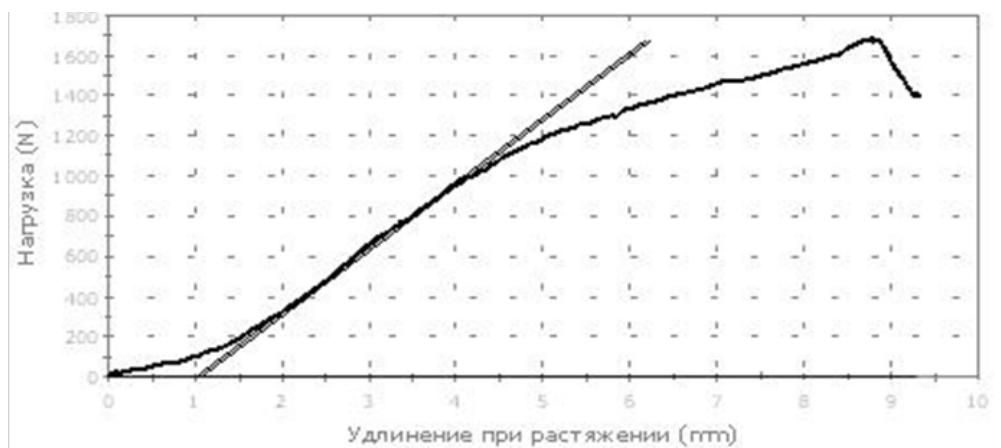


Рис.2.60. Кривая нагружения модели

Испытание было остановлено при достижении удлинения 9,5мм.

Фотографии модели до и после испытания представлены на рис.2.61 а, б.

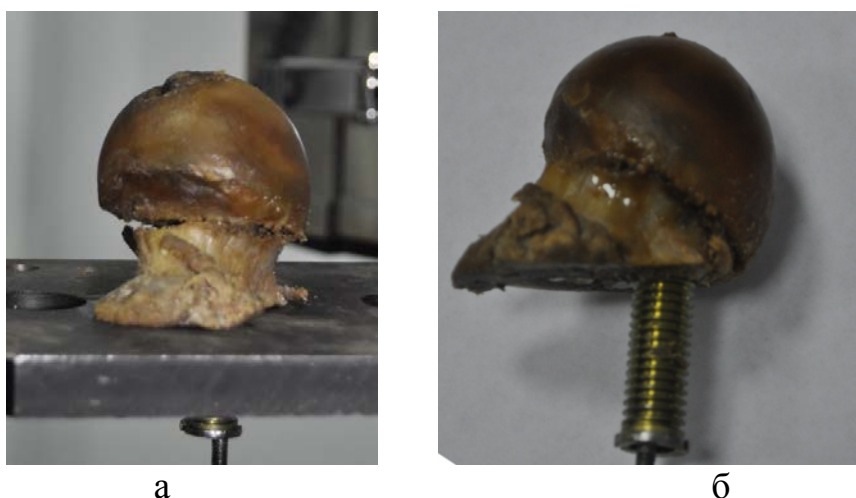


Рис.2.61. Фотографии модели до испытания (а) и после испытания (б)

Заключение испытания: сминание головки и шейки бедренной кости с их взаимным проникновением зафиксировано при нагрузках до 1600Н.

Обсуждение результатов испытания

Устойчивость имплантата при извлекающей нагрузке 1700 Н, соответствует рассчитанной прочности костной ткани к сминающему напряжению значением 80кг/см^2 (несистемные единицы для сравнения с данными А.Сеппо). По данным А.Сеппо, у пожилой возрастной группы населения минимальное сминающее напряжение костной ткани проксимальной и центральной зоны головки бедра составляет 39кг/см^2 . Как следует из математического моделирования, при остеосинтезе, основанном на АФС, для стабильной фиксации ПШБК требуется сила пружины имплантата до 340Н. Поэтому полученная в эксперименте надежность закрепления имплантата в головке бедра в 5 раз превышает величину достаточного закрепления. Но прочность ткани испытанного образца в 2 раза превышала минимальную прочность, выявленную в пожилой возрастной группе населения. Конструкция имплантата содержит пружину, усилие полного сжатия которой составляет 300 Н. Отсутствие разрушения имплантата при нагрузке 1700Н свидетельствует о том, что у него имеется более чем пятикратный запас прочности.

Вывод по результатам испытания

Имплантат имеет более чем пятикратный ресурс прочности и закрепляется в головке бедра в 2,5 раза надежнее, чем требуется для стабильной фиксации переломов.

2.7.1. Имплантат предыдущей конструкции

Имплантат, конструкция которого представлена на рис. 2.62, мы использовали для лечения 3 больных.

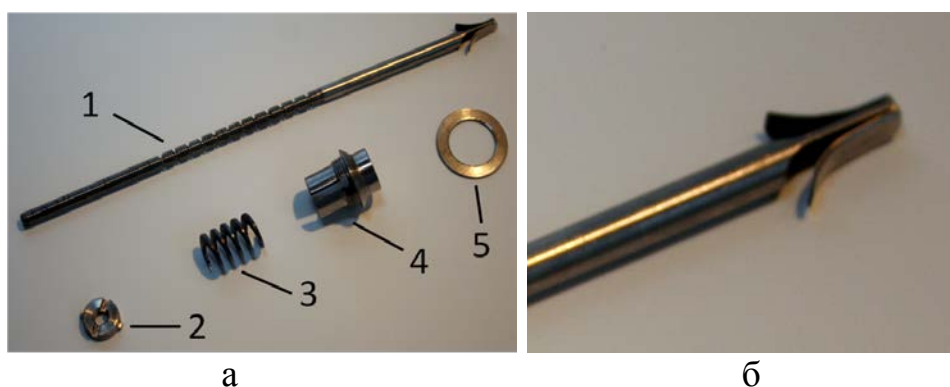


Рис.2.62. Фотографии деталей имплантата (а) и упругих лепестков фиксирующего элемента крупным планом (б),
1 фиксирующий элемент, 2 фиксатор пружины,
3 пружина, 4 опорный стакан, 5 шайба.

Испытание имплантата

Задача испытания: определить величину вытягивающей нагрузки, вызывающей миграцию имплантата из головки бедренной кости и сминание костных отломков.

Порядок проведения испытания: для моделирования подголовчатого перелома шейки бедренной кости костный образец перепиливали пилой у основания головки. Отломки фиксировали двумя имплантатами, которые проводили вдоль оси шейки бедра. Модель устанавливали на опору испытательной машины Р5057-50, перпендикулярную направлению имплантатов, рис.2.63.



Рис.2.63. Положение модели на опоре испытательной машины

Вытягивающую нагрузку подавали в два этапа одновременно на оба имплантата. Первое нагружение производили до 800 Н, второе - до 1050 Н. Фиксировали миграцию имплантата из головки бедра. Кривую нагружения регистрировали с помощью двухкоординатного самопишущего устройства. До и после испытания выполняли рентгенографию, рис.2.64.

Протоколы испытаний представлены в приложении.

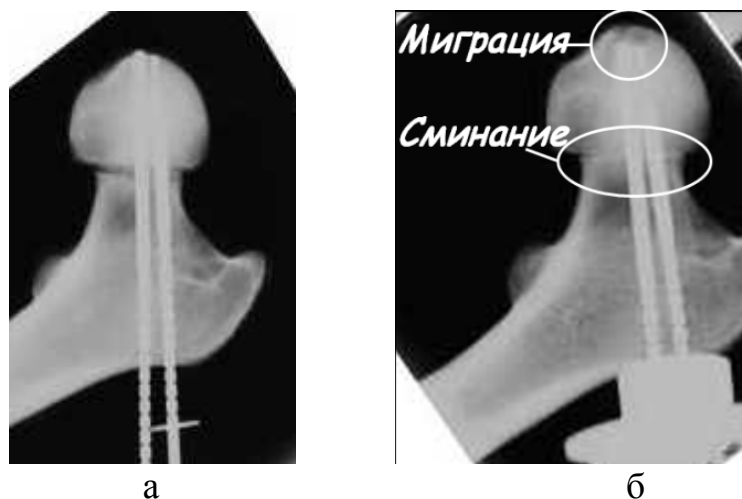


Рис.2.64. Рентгенограммы модели до испытания (а) и после испытания (б)

Результаты испытаний представлены в виде кривых, рис.2.65.

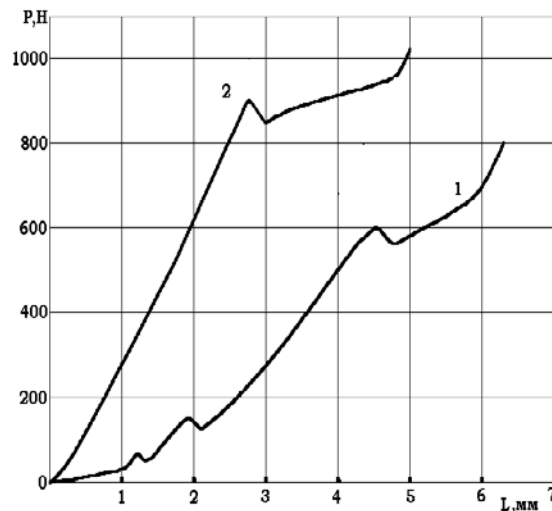


Рис.2.65. Кривые нагружения, №1 - от 0 до 800Н, №2 - 0 до 1050Н

Заключение испытания: нагрузка до 1050 вызывает частичную миграцию имплантатов и сминание с взаимным проникновением костных отломков. Величины усилия начала миграции и взаимного проникновения сопоставимы. Усилие миграции возрастает.

Обсуждение результатов испытания

Устойчивость имплантата к извлекающей нагрузке составила 525 Н, что превысило максимальное усилие пружины имплантата (340Н), необходимое для стабильной фиксации базальных переломов одним имплантатом. Это допускало их применение в клинике.

Однако при клиническом применении, при наличии непрочной костной ткани закрепление имплантатов в головке бедра с помощью упругих лепестков не обеспечивало надежного закрепления, и мы отказались от их дальнейшего применения.

ГЛАВА 3

РАЗРАБОТАННАЯ МЕТОДИКА ЛЕЧЕНИЯ БОЛЬНЫХ С ПШБК

Показания к применению остеосинтеза, основанного на принципе активной фиксации стягиванием

Способ остеосинтеза показан при лечении подголовчатых, чрезшеечных и базальных переломов шейки бедра.

Противопоказания к остеосинтезу, основанному на принципе активной фиксации стягиванием

Способ остеосинтеза не имеет абсолютных противопоказаний.

Оснащение остеосинтеза, основанного на принципе активной фиксации стягиванием

Оперативное вмешательство выполняется имплантатом разработанной конструкции с помощью комплекта инструмента, рис. 3.1, 3.2.

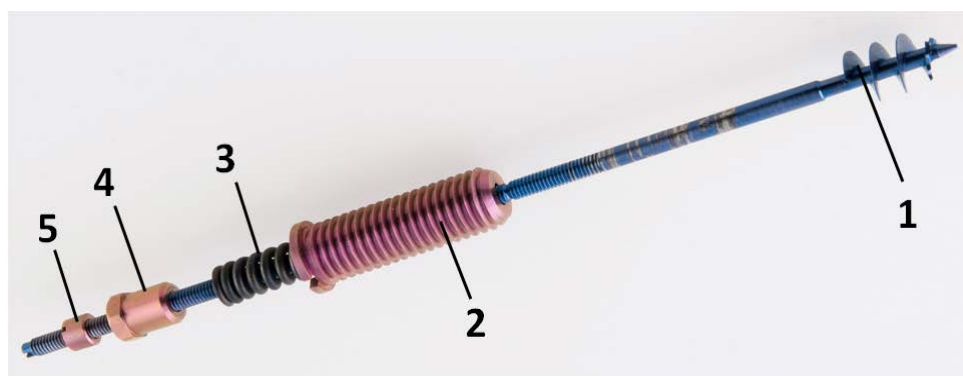


Рис.3.1. Фотография имплантата в сборе: 1 фиксирующий элемент, 2 опорный стакан, 3 пружина, 4 фиксатор пружины, 5 контргайка

3.1. Методика выполнения остеосинтеза, основанного на принципе активной фиксации стягиванием

После репозиции перелома по стандартной методике под рентгеновским контролем в костные отломки вводят 3-4 спицы Киршнера для провизорной фиксации и ориентира.

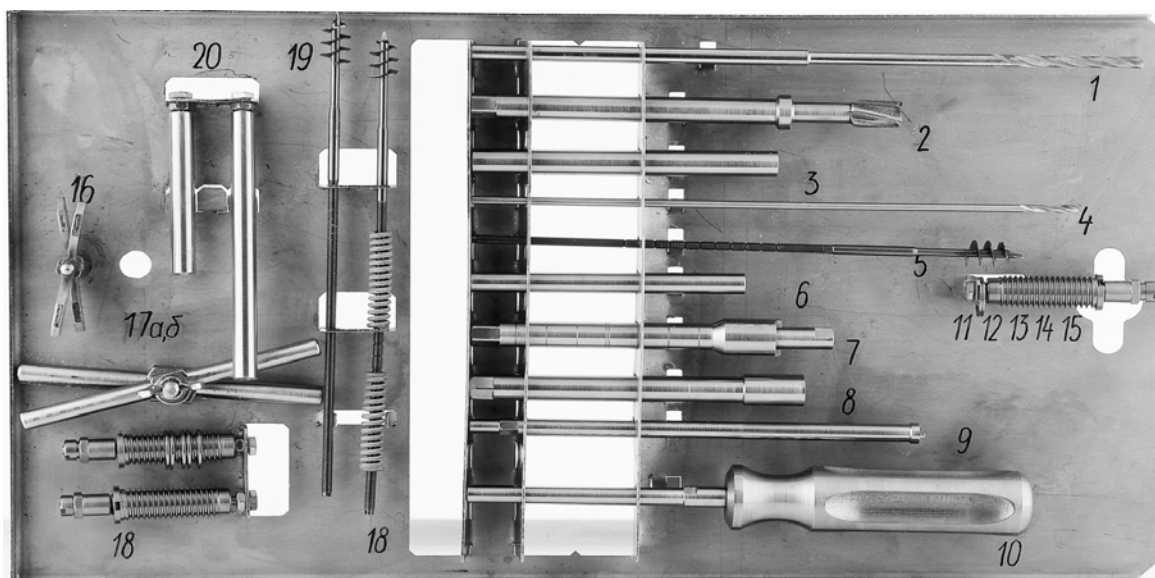


Рис.3.2. Комплект инструмента для выполнения остеосинтеза

1. Производят линейный разрез мягких тканей длиной до 2 см, серединой которого является место выхода спицы, выбранной для введения имплантата.

Требование к расположению имплантата. Имплантат вводят на максимальном удалении от нижней точки контакта костных отломков под тупым углом к плоскости перелома, открытым кнаружи книзу, рис.3.3.

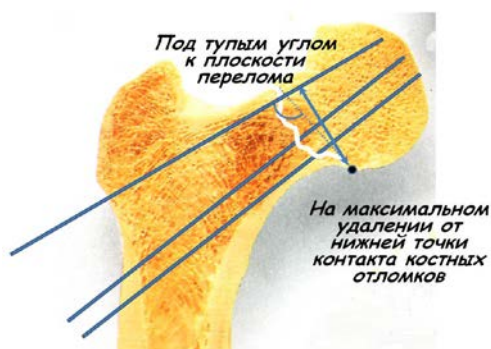


Рис.3.3. Требование к расположению имплантата

2. Канюлированным сверлом диаметром 4,5 мм (рис.2, поз.1) по выбранной спице в качестве направляющей с помощью дрели выполняют канал в дистальном костном отломке. Отсоединяют дрель, удаляют направляющую спицу, рис.3.4.

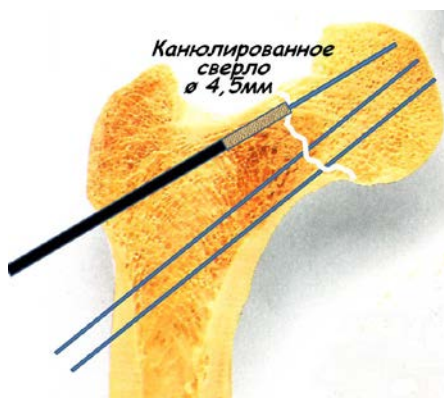


Рис.3.4.Выполнение канала в дистальном костном отломке

3. Зенкером, с помощью воротка (рис.2, поз.2,17а) по канюлированному сверлу в качестве направляющей выполняют канал для стакана в дистальном костном отломке, рис.3.5. Инструмент извлекают.

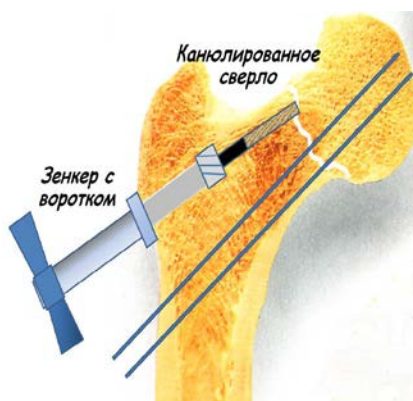


Рис.3.5. Выполнение канала для стакана в дистальном костном отломке

4. Направляющую вводят в канал для стакана, сверлом диаметром 3,0 мм, рис.2, поз.3,4, по направляющей с помощью дрели выполняют канал в головке бедра, рис.3.6. Инструмент извлекают.

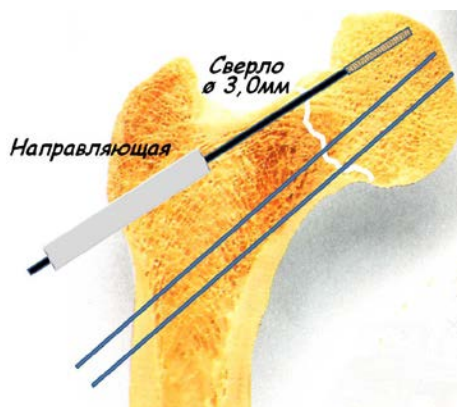


Рис.3.6. Выполнение канала в головке бедра

5. Шнек имплантата вводят в канал для стакана, на выступающий конец шнека надевают шайбу и стакан, рис.2,поз.5,11,12, рис.3.7.

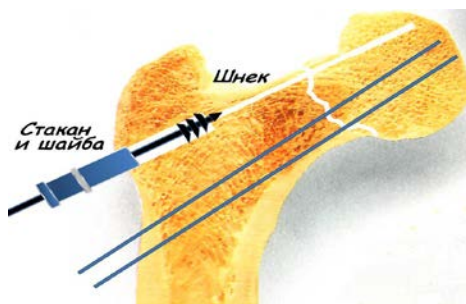


Рис.3.7. Введение шнека имплантата

6. Ключом стакана с помощью воротка (рис.2,поз.7,17а), завинчивают стакан в костный канал на глубину 20 мм, контролируя глубину введения по меткам на ключе стакана, рис.3.8. Ключ стакана удаляют.

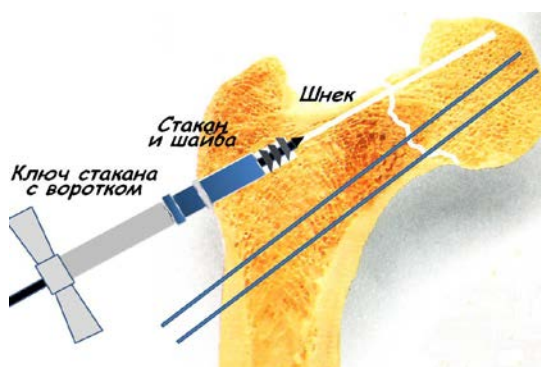


Рис.3.8. Завинчивание стакана в костный канал

7. Направляющую шнека вводят в стакан, на резьбу шнека навинчивают две гайки-барашки (рис.2, поз. 6,20,16), затягивают их взаимным вращением в противоположных направлениях и, используя гайки-барашки в качестве рукоятки, завинчивают шнек в каналы отломков. Положение шнека контролируют с помощью ЭОП, рис.3.9. Инструмент удаляют.

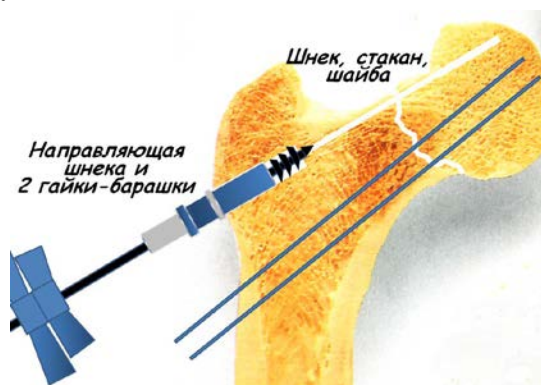


Рис.3.9. Завинчивание шнека в каналы костных отломков

Внимание! Шнек нужно завинчивать без значительного усилия - возможен его излом на уровне насечек в резьбовой части. При сопротивлении введению, шнек вместе со стаканом извлекают, заменяют метчиком 19 (отличается отсутствием насечек в резьбовой части), нарезают резьбу (также осторожно!), метчик удаляют и снова вводят шнек по сформированной резьбе.

8. Стакан полностью завинчивают в костный канал ключом стакана с помощью воротка, рис.3.10.

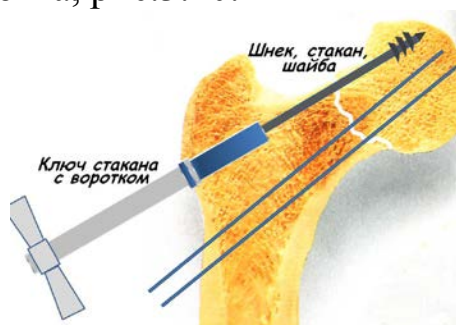


Рис.3.10. Полное завинчивание стакана в костный канал

9. На выступающий конец шнека надевают пружину, навинчивают гайку и контргайку, рис.2,поз.13,14,15. Сжимают пружину вращением гайки ключом с помощью воротка. Для исключения вращения шнек придерживают отверткой, рис.2,поз.8,17б,10, рис.3.11.

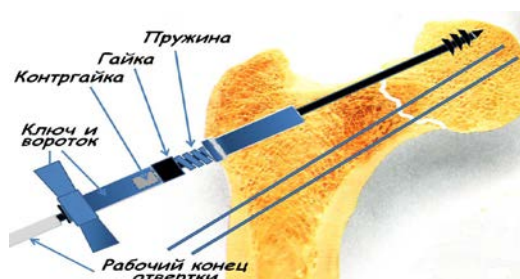


Рис.3.11. Сжатие пружины имплантата гайкой

10. Ключом контргайки с помощью воротка (рис.2,поз.9,17б) фиксируют положение гайки контргайкой, при этом гайку удерживают ключом, рис.3.12. Ключи убирают.

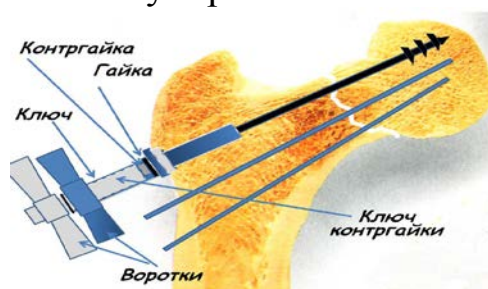


Рис.3.12. Фиксация положения гайки контргайкой

11. Ключ контргайки надевают на выступающую часть шнека имплантата противоположным концом вперед до упора в контргайку и качательными движениями укорачивают на уровне ближайшей к ней насечки, рис.3.13.

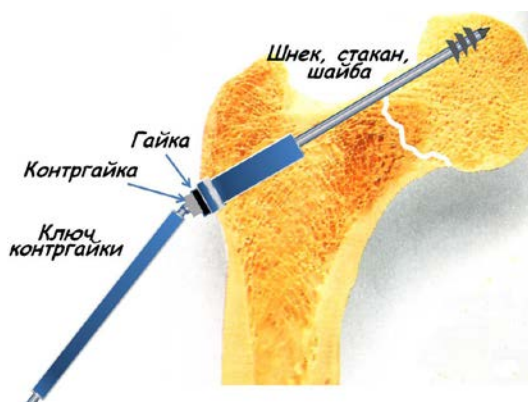


Рис.3.13. Укорочение выступающего конца имплантата

12. Определяют параметры выполненного остеосинтеза (ОА, ОТ, значение F) по контрольной рентгенограмме.

13. Оценивают стабильность остеосинтеза, при необходимости из дополнительного доступа, аналогично вводят еще один имплантат.

14. Накладывают швы на рану, заканчивая операцию.

Способы оценки стабильности выполненного остеосинтеза

Стабильность выполненного остеосинтеза оценивают по критерию стабильности остеосинтеза. Для этого сравнивают рентгенометрические показатели и величину силы пружины с данными таблицы, рис 3.14.

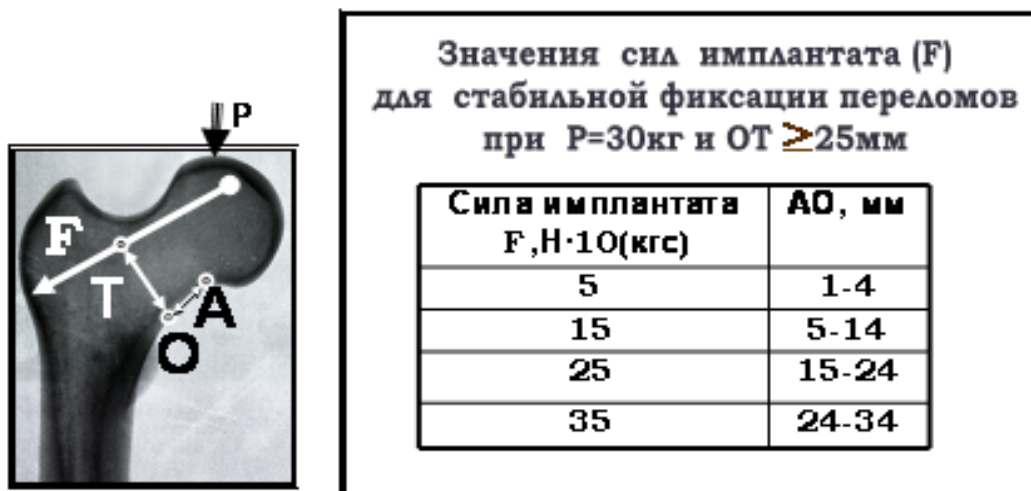


Рис.3.14. Критерий стабильности остеосинтеза

Значения показателей, ОА и Т находят измерением на рентгенограмме. Величину усилия пружины определяют также с помощью измерения. У имплантата имеется два варианта тарированных пружин, которые при полном сжатии развивают усилие 30кг (300Н) и 15кг (150Н), рабочий ход каждой из них 10 мм. Пружину сжимает гайка, цилиндрическая часть которой целиком погружается в стакан при полном сжатии пружины, рис.3.15, 3.16.



Рис.3.15. Контргайка, гайка, стакан, 2 варианта тарированных пружин (усилие полного сжатия пружин 300 и 150Н), шайба (позиции 11,12,13,14,15,18,19 рисунка 3.2).



Рис.3.16. Положение гайки относительно стакана при полном сжатии пружины, расположенной в стакане

При полном расслаблении пружины внутренний край цилиндрической части гайки совпадает с наружным краем стакана, рис.3.17.

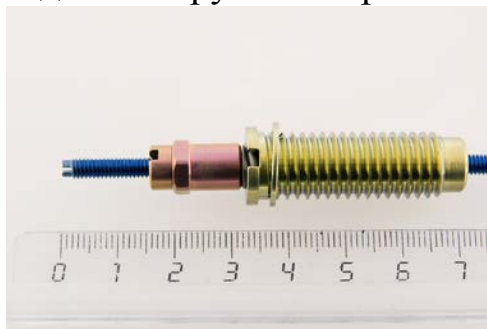


Рис.3.17. Положение гайки относительно стакана при полном расслаблении пружины. Рабочий ход пружины 10мм

Между усилием и длиной пружин имеется линейная зависимость: изменение длины на 1 мм соответствует изменению усилия для одной пружины на 3 кг и 1,5 кг - для другой.

Если показатели рентгенометрии и сила пружины находятся в пределах значений, указанных в таблице, то выполненный остеосинтез обеспечивает стабильность перелома при нагрузке конечности не менее 30кг.

Пример. Выполнен остеосинтез чрезшеечного перелома.

По данным рентгенометрии:

- нижняя точка контакта костных отломков, точка О, расположена на удалении 10мм от основания головки бедра, от точки А, **АО=10мм.**
- Удаление имплантата от нижней точки контакта костных отломков, точки О, т.е. длина перпендикуляра, опущенного из этой точки к продольной оси имплантата Т, составила 26мм, **ОТ=26мм.**
- Цилиндрическая часть гайки выступает из стакана на 1мм: пружина расслаблена на 1мм и не достигает максимального усилия на 1/10 часть (мах=30кг при рабочем ходе 10мм), что составляет 27кг, **F=27кг.**

При сравнении этих показателей с данными таблицы видим, что параметры остеосинтеза соответствуют критерию стабильности. Следовательно, выполненный остеосинтез будет обеспечивать стабильную фиксацию перелома при стоянии больного.

Для определения стабильности остеосинтеза была разработана также программа для ПК, представляющая собой математическую модель фиксации переломов шейки бедра. После введения значений ОТ, ОА и F на экране монитора появляется рассчитанная наибольшая функциональная нагрузка конечности, при которой остеосинтез обеспечивает стабильную фиксацию этого перелома.

3.2. Послеоперационное ведение больных

Если выполненный остеосинтез соответствует критерию стабильности и отсутствует выраженный посттравматический отек конечности, то на следующий день после операции больных вертикализируют и обучают правильно стоять с использованием ходунков. При удовлетворительном общем состоянии пациента и при адекватном контакте с ним в тот же день его начинают обучать правильному передвижению.

«Правильность» функциональной нагрузки заключается в том, чтобы поврежденная конечность нагружалась в положении ее умеренного приведения. Здоровые люди зачастую при стоянии и ходьбе широко расставляют ноги, но пациентам нагрузка отведенной конечности будет вредить. Подтвердим это иллюстрациями. На рентгенограмме при нагрузке приведенной конечности нижняя точка контакта костных отломков, точка О, относительно которой возможен разворот костных отломков, расположена медиальнее линии вектора функциональной нагрузки Р. Момент нагрузки Р направлен на разворот головки бедра по ходу часовой стрелки, сближает и стабилизирует положения костных отломков, т.е. действует благоприятно, рис.3.18.



Рис.3.18. Влияние функциональной нагрузки при приведении конечности

При отведении конечности точка О расположена латеральнее линии вектора функциональной нагрузки. Действие момента нагрузки Р направлено на разворот головки бедра против хода часовой стрелки, способствует разобщению костных отломков и «запуску» механизма смещения перелома, рис.3.19.



Рис.3.19. Влияние функциональной нагрузки при отведении конечности

Следовательно, характер влияния функциональной нагрузки зависит от положения конечности – положительное действие при нагрузке приведенной конечности при ее отведении становится отрицательным. Поэтому мы запрещаем пациентам отведение ноги и рекомендуем:

- при стоянии устанавливать стопы вместе «как у солдата»;
- ходить короткими шагами и ставить стопы по одной линии, «ходить по одной половице».

Таким образом, при указанных ограничениях оперированная конечность нагружается в соответствии с математической и натурной моделям стабильной фиксации переломов. При нарушении описанного способа нагрузки ее смещающее действие многократно увеличивается и может приводить к смещению перелома.

Больные находятся в стационаре в течение двух недель до снятия швов. За это время выполняют контрольные рентгенограммы и оценивают изменения параметров остеосинтеза, «приработку системы кость-имплантат» в ответ на нагрузку конечности по необходимости. На момент выписки у больного должен полностью купироваться болевой синдром и сложиться устойчивый стереотип «правильного» стояния и передвижения с использованием ходунков. *Пациент не должен чувствовать боли при стоянии и ходьбе.*

В дальнейшем рентгенограммы выполняют с периодичностью в один месяц, а их количество зависит от конкретной клинической ситуации. Сроки расширения нагрузки, в частности использования трости вместо ходунков и ходьбы по лестнице, устанавливают также индивидуально с учетом особенностей клинического случая, таких как:

- физические возможности больного;
- тщательность соблюдения пациентом врачебных рекомендаций;
- динамика «ресурса стабильности» остеосинтеза и сращения перелома.

В оптимальных условиях к двум месяцам после операции больные начинают ходить с тростью по ровной поверхности и к трем месяцам по лестнице. Для безопасности при подъеме и спуске по лестнице перемещение на следующую ступеньку нужно начинать со здоровой ноги. Преодоление лестницы многим больным дает перспективу свободы передвижения и служит мощным стимулом быстрой и полноценной реабилитации.

Удаление имплантата необязательно, но возможно через год по просьбе больного.

3.3. Возможные осложнения применения разработанной методики лечения

Осложнения связаны с нарушением техники выполнения остеосинтеза и рекомендованного послеоперационного ведения больных и предотвращаются при тщательном их соблюдении.

ГЛАВА 4

КЛИНИЧЕСКИЕ ДАННЫЕ

Остеосинтез ПШБК, основанный на использовании принципа АФС, выполнили у 6 пациентов.

Больная Е. 64 лет. Субкапитальный перелом шейки бедра Garden Шст., В.3.2 по УКП АО, травма в 1996г. Особенность общего состояния больной состояла в том, что она страдала тяжелым полиартритом, который лечили препаратами цитостатического ряда.

Через 23 дня после травмы был выполнен остеосинтез двумя большими спонгиозными винтами в положении углового смещения костных отломков, без репозиции перелома. На проксимальном винте расположили пружину, которая поддерживала усилие до 10 кг. К 6 мес. после операции больной разрешили частичную нагрузку оперированной конечности. Сращение перелома наступило к 9 мес. после операции, рис.4.1.



Рис.4.1. Рентгенограмма больной Е

Через 3 года у больной резко усилился болевой синдром и уменьшился объем движений в тазобедренном суставе из-за развития аваскулярного некроза головки бедра. Пациентке провели эндопротезирование тазобедренного сустава (рентгенограммы отсутствуют).

Таким образом, у больной с тяжелой формой полиартрита в поздние сроки после травмы выполнили остеосинтез при неудовлетворительном стоянии костных отломков и получили сращение перелома. Считаем, что сращение перелома в этих условиях наступило только благодаря стабильности остеосинтеза.

Больная Ш. 82 лет, и/б №106050. Субкапитальный перелом шейки бедра В.3.3 по УКП АО, Garden IVст., травма 19.06.05, рис.4.2.



Рис.4.2. Рентгенограмма перелома у больной Ш.(и/б №106050)

Общее состояние больной характеризуется тем, что до обращения к нам ей было отказано в госпитализации в одну из клинических больниц города с формулировкой «травматологически инкурабельна».

Остеосинтез выполнили через 10 дней после травмы, 29.06.05, рис.4.3.

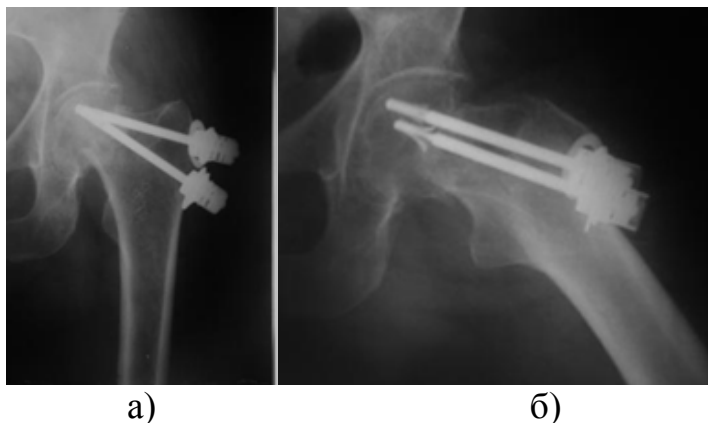


Рис.4.3. Рентгенограммы больной Ш. и/б №106050, прямая (а) и боковая (б) проекции

Перед операцией из-за отека длина окружности бедер различалась на 8см. Больную активизировали на пятые сутки после остеосинтеза по спадению отека. По нашим рекомендациям она периодически стояла на одной оперированной конечности, опираясь на ходунки, и ходила, используя их для страховки, рис.4.5.



Рис.4.5. Фотография больной Ш. (и/б №106050)

На 14-е сутки к моменту выписки из стационара больная свободно передвигалась, используя ходунки. К 3 мес. после операции пациентка ходила в помещении без дополнительной опоры и с тросточкой на улице.

На рентгенограммах и при КТ исследовании в 3 мес., 29.09.05, отмечались признаки сращения перелома, которое завершилось к 9 мес., рис.4.6,4.7.

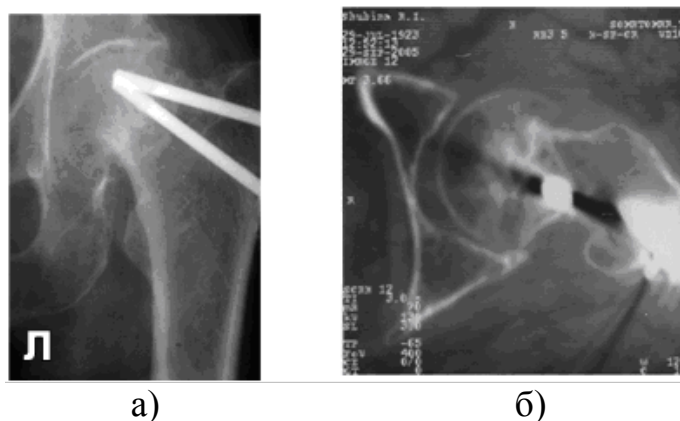


Рис.4.6. Рентгенограмма больной Ш. и/б №106050, (а) и фото КТ-граммы (б).

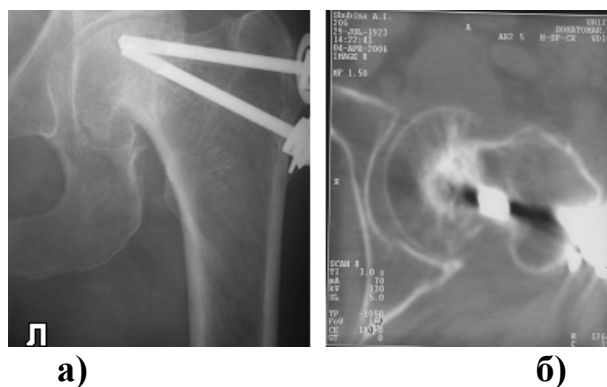


Рис.4.7. Рентгенограмма больной Ш. и/б №106050, (а)
и фото КТ-граммы (б)

Лечение больной впервые проводилось в условиях ранней полной функциональной нагрузки оперированной конечности. Решение о возможности такого ведения больной приняли на основании данных расчета и эксперимента. Мы учитывали, что остеосинтез преобразовал перелом Garden IV ст. в стабильный перелом в Garden I ст., рис.4.7.

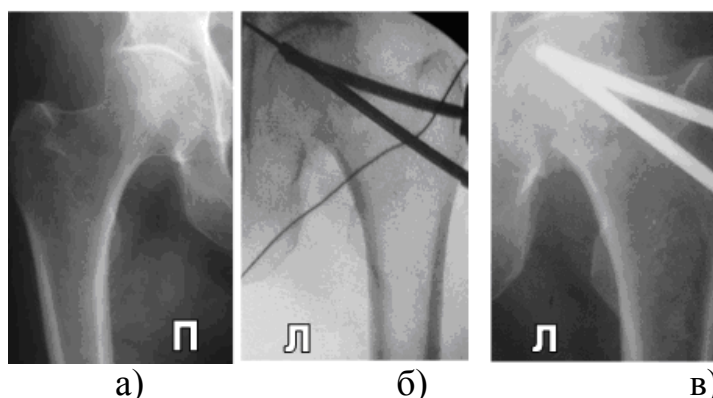


Рис.4.7. Рентгенограмма больной Ш. (и/б №106050)
правого тазобедренного сустава (а) и фото ЭОП контроля
в операционной: репозиция перелома (б) и после остеосинтеза (в)

При вколоченных подголовчатых переломах функциональная нагрузка конечности проходит через плоскость перелома и сближает, а не разобщает костные отломки, рис. 4.8.

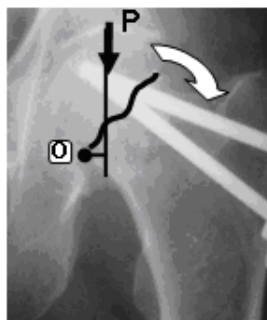


Рис.4.8. Схема влияния функциональной нагрузки у больной Ш.,
(и/б №106050).

При таком приложении нагрузки возможны дополнительное вклучение и (или) частичное разрушение концов костных отломков. Но смещение перелома может произойти только при разрушении костных отломков и, как показало испытание натуральных моделей, это происходит при больших значениях нагрузок, см. гл.1, 2. Вместе с тем, очевидно, что величина разрушающих нагрузок зависит от прочности костной ткани у конкретного больного. Солидный возраст пациентки и то обстоятельство, что она за последние три года получила три перелома (лучевой кости и хирургических шеек левого и правого плеча), позволяли считать, что прочность кости у нее невысокая. Однако при рентгеновском контроле после полной функциональной нагрузки конечности, включая стояние на одной оперированной конечности, дополнительное разрушение отломков не определялось, рис. 4.9.



Рис.4.9. Рентгенограммы перелома у больной Ш., (и/б №106050)

Поэтому функциональную нагрузку оставили прежней, с рекомендацией уменьшать ее при появлении болезненных ощущений в области перелома. Все же к пяти неделям после операции выявили укорочение шейки бедра на 4 мм, краниальное смещение дистального отломка на 8 мм и увеличение варизации на несколько градусов. Несмотря на эту динамику, мы не стали уменьшать нагрузку и, как выяснилось в дальнейшем, положение костных отломков не изменилось, рис. 4.10.

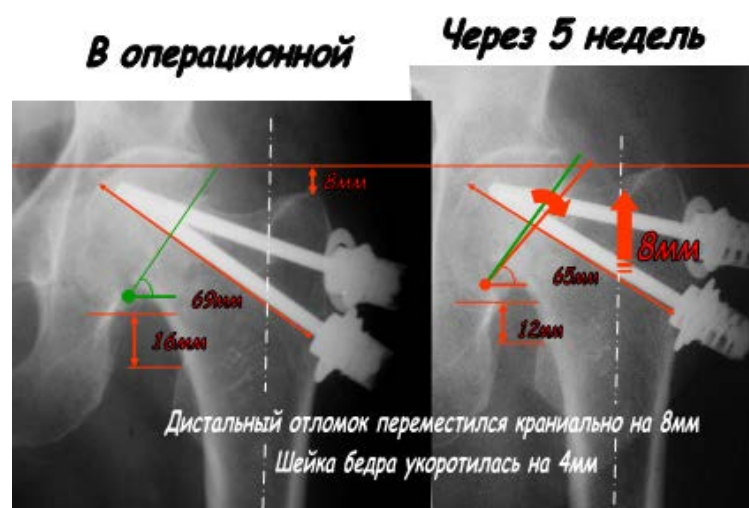


Рис. 4.10. Рентгенограммы перелома у больной Ш., (и/б №106050)

При осмотре через 2.5 года после травмы жалоб у пациентки не было, ходила она свободно без ограничений и дополнительной опоры. Определялись укорочение конечности на 1 см и уменьшение объема движений в тазобедренном суставе на 5-10° по сравнению со здоровой стороной. Рентгенологически отмечалось сращение перелома и миграция проксимального имплантата. Признаков асептического некроза головки бедра и нарастания коксартроза не было, рис. 4.11.

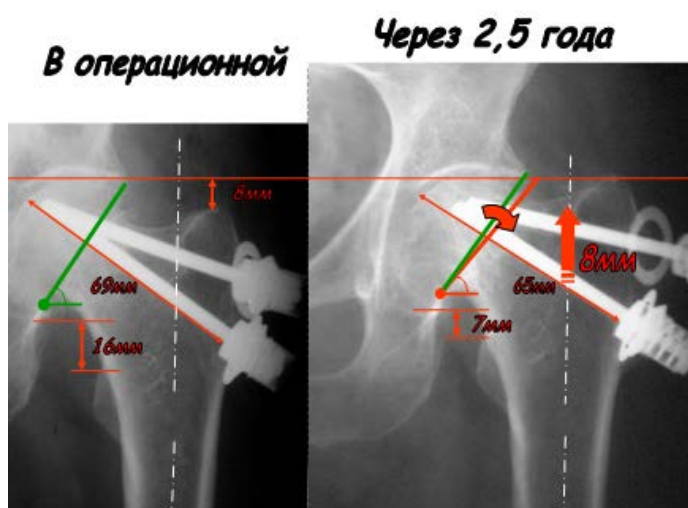


Рис.4.11. Рентгенограммы перелома у больной Ш., (и/б №106050)

Были удалены пружины и выступающие части имплантатов.

Данные последнего осмотра в 5 лет после травмы - 05.07.2010 - не изменились, отмеченные рентгенологические особенности не повлияли на исход лечения, рис.4.12.



Рис.4.12. Рентгенограмма левого тазобедренного сустава у больной Ш., (и/б №106050)

Пример больной Ш. показал, что при вколочении отломков подголовчатого перелома нестабильный перелом Garden IVст. преобразуется в стабильный Garden Iст. Вколочение обычно выполняют специальным инструментарием, а в данном случае не потребовалось никаких дополнительных манипуляций, кроме сжатия пружин имплантатов, которое включает методика выполнения остеосинтеза, основанного на АФС. Мы видим также, что, несмотря раннюю полную функциональную нагрузку конечности на фоне остеопороза, не было существенного разрушения костной ткани. Этот факт подтверждает предположение о том, что губчатая кость головки бедра может выдерживать нагрузки, возникающие при ходьбе.

Больная К. 69лет, и/б №106580. Субкапитальный перелом шейки левого бедра В.3.32 по УКП АО, Garden IVст., травма 14.07.05, рис.4.13.

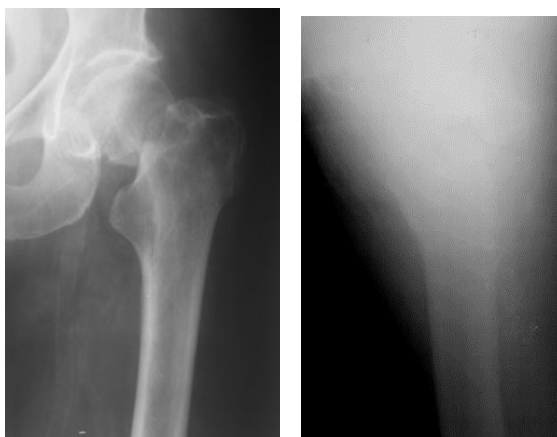


Рис.4.13. Рентгенограммы перелома у больной К., (и/б №106580)

Особенность общего состояния заключалась в том, что больная страдала гипертонической болезнью, энцефалопатий, перенесла инсульт в 2002 г., после которого сохранились вестибулярные нарушения и парез левой, поврежденной нижней конечности до 3 баллов, и до полученной травмы она передвигалась при помощи одного костыля.

Через 13 дней после травмы, 27.07.05, был выполнен остеосинтез двумя имплантатами. Пружина имплантата обеспечивала усилие 26 кгс, которого было достаточно для стабильной фиксации перелома. Пружину на второй имплантат не устанавливали, роль этого имплантата была вспомогательной, при необходимости нужно было обеспечить дополнительное шинирование, рис.4.14.

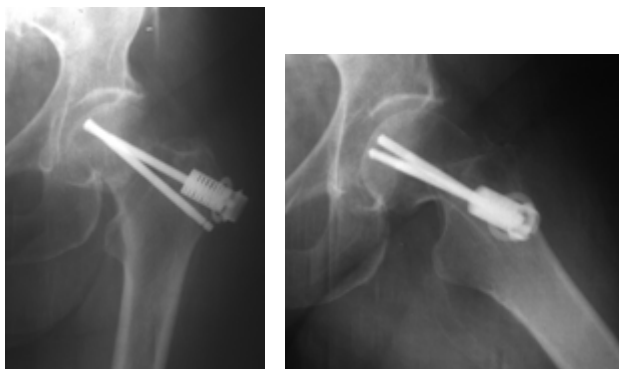


Рис.4.14. Рентгенограммы после остеосинтеза перелома у больной К., (и/б №106580)

На третьи сутки после операции больная поднимала выпрямленную конечность и стояла на ней, опираясь на ходунки рис. 4.15.



Рис.4.15. Фотографии больной К., (и/б №106580)

К 10-м суткам пациентка стояла без дополнительной опоры и передвигалась при помощи ходунков, рис. 4.16.



Рис.4.16. Фотографии больной К., (и/б №106580)

Больную выписали из стационара на 14-й день после операции. Она ходила с помощью ходунков, при ходьбе широко разводила ноги, нарушая наши рекомендации. Через 2,5 мес. больная грубо нарушила режим нагрузки: присела, поднимая упавший на пол предмет, и сильно развела ноги. Почувствовав резкие боли в области перелома, она перестала ходить. Но как только больная стала соблюдать наши рекомендации по правильной нагрузке, так сразу же восстановила способность к передвижению, а через 1 мес. она опять ходила на широко разведенных ногах, не испытывая болевых ощущений. К этому времени на рентгенограммах отмечалось полное расслабление пружины и картина телескопического эффекта - укорочение концов костных отломков и миграция имплантата на общем протяжении 10мм, рис.4.17.

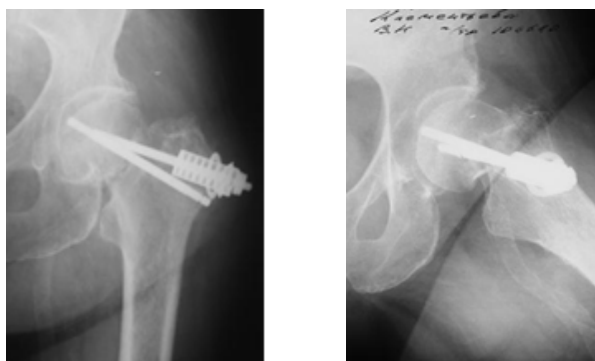


Рис.4.17. Рентгенограммы перелома у больной К., (и/б №106580)

На рентгенограммах еще через 2,5 мес., 22.03.06, процесс укорочения костных отломков прекратился рис.4.18.

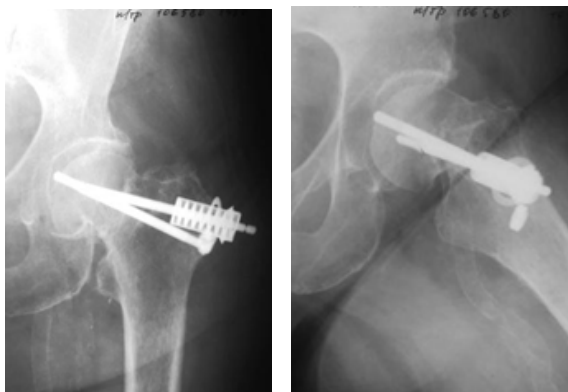


Рис.4.18. Рентгенограммы перелома у больной К., (и/б №106580)

К 11 мес. после операции пациентка продолжала безболезненно передвигаться при помощи ходунков, а к году ходила, как и до травмы, с одним костылем. По информации, полученной по телефону через 2 года после травмы, изменений в ее состоянии не произошло.

Всю клиническую картину определила механика фиксации. Нижняя точка контакта костных отломков перелома расположена в основании головки бедра, на линии вектора функциональной нагрузки. Сила пружины имплантата 26 кгс в несколько раз превышает усилие, необходимое для стабильной фиксации, рис.4.19.

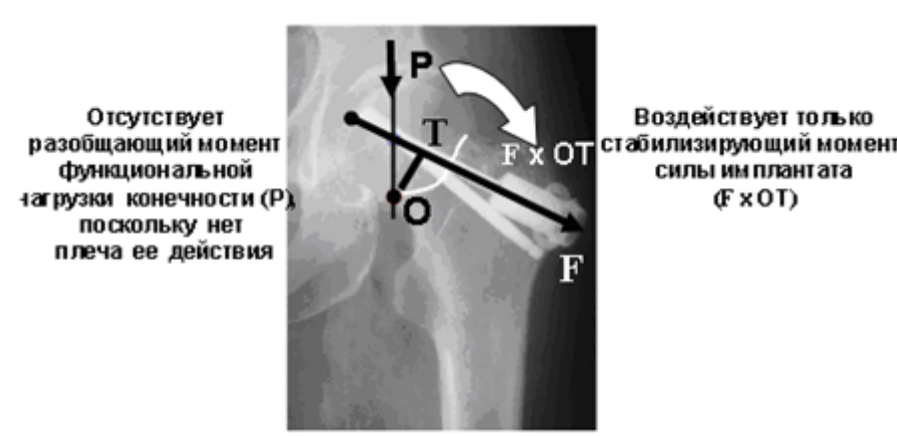


Рис.4.19. Схема влияния сил после остеосинтеза перелома у больной К., (и/б №106580).

Первые 2,5 мес. усилие пружины обеспечивало стабильную фиксацию перелома, и у пациентки не было болевых ощущений. Но при сильном отведении конечности смещающее действие

функциональной нагрузки выросло так, что имплантат частично вытянуло из головки бедра, и пружина полностью расслабилась. Дальнейшая фиксация осуществлялась на основе шинирования и, соответственно, была нестабильной. Появилась подвижность в зоне перелома, которая привела к укорочению концов костных отломков и к развитию телескопического эффекта. В результате стабильность перелома повысилась.

Планируя вмешательство, мы не думали, что больная будет нарушать рекомендации по нагрузке конечности. Усилением пружины второго имплантат мы могли преобразовать перелом в стабильный вколоченный тип и кроме того, увеличить запас стабильности остеосинтеза.

Этот пример показал следующее:

- оперативное вмешательство нужно планировать с учетом возможности больных соблюдать рекомендации по нагрузке конечности;
- остеосинтез, основанный на использовании АФС, обеспечивал стабильную фиксацию в условиях функциональной нагрузки конечности;
- остеосинтез, основанный на использовании АФС, стабильнее шинирующего;
- при шинирующем остеосинтезе подголовчатого перелома допустима функциональная нагрузка конечности в виде ходьбы «манекенщицы по одной половице»;
- проведение клинической апробации остеосинтеза, основанного на использовании АФС, не представляет опасности для больного, поскольку при этом в качестве «запасного» механизма фиксации сохраняется традиционное шинирование.

Приводим пример еще одного тактически неверного решения.

Больной Т. 78 лет, и/б № 106573. Чрезшеечный перелом шейки левого бедра В.2.3 по УКП АО, Garden IIIст. у травма 04.07.05, рис.4.20.



Рис.4.20. Рентгенограммы перелома у больного Т., и/б № 106573

Особенности общего статуса больного заключались в том, что он перенес два инсульта в вертебробазилярном бассейне, но на момент первичного осмотра был компенсированным.

20.07.05, через 16 дней после травмы выполнили остеосинтез тремя имплантатами, но ни один из них не удалось надежно зафиксировать в головке бедра. Проксимальный имплантат удерживался хуже остальных, и его оставили без пружины, для шинирования. Пружины среднего и дистального имплантатов развивали усилие 10 кг и 2 кг соответственно. рис.4.21.



Рис.4.21. Рентгенограммы после остеосинтеза перелома у больного Т., (и/б № 106573).

Согласно критерию стабильности выполнения остеосинтеза, для стабильной фиксации этого перелома в условиях функциональной нагрузки конечности требуется усилие имплантатов не менее 30 кг, т.е. созданного усилия было недостаточно. Но мы разрешили больному нагрузку конечности и напрасно, больного нужно было провести по обычной методике. В результате получили комплекс всевозможных осложнений: нестабильную фиксацию - миграцию имплантатов + гематомы – инфицирование – ряд соматических осложнений.

Были приложены значительные усилия для спасения жизни больного и его выписали домой, но на ноги так и не поставили.

Этот пример показал, что чрезшеечные переломы менее стабильны, чем подголовчатые: стабильную фиксацию в условиях нагрузки конечности не обеспечивали три шинирующих имплантата, действие которых было дополнено активной силой. Подтвердился рентгенологический критерий стабильности переломов, согласно которому, чем латеральнее перелом, тем меньше его стабильность. Подтвердилась также адекватность критерия стабильности выполнения остеосинтеза, который указывал, что остеосинтез не будет стабильным при функциональной нагрузке. Но в надежде на стабилизацию перелома шинированием было принято решение о нагрузке конечности. Вопреки элементарной логике, мы надеялись на весомый вклад шинирования в условиях пониженной прочности костной ткани.

Таким образом, при чрезшеечных переломах обязательным условием нагрузки конечности является соблюдение критерия стабильности остеосинтеза.

Остеосинтез не соответствовал критерию стабильности остеосинтеза из-за недостатка конструкции имплантата, который в полной мере проявился при остеопорозе. В конечном счете, во всех случаях закрепление имплантатов в головке бедра было ненадежным, и мы прекратили их использование. Недостаток устранили в новом имплантате, который применили при лечении только одной больной.

Больная Е. 86 лет, и/б №106580. Субкапитальный перелом шейки левого бедра с полным смещением костных отломков, В.3.3 по УКП АО, Garden IVст., травма 21.05.13, рис.4.22.



Рис.4.22. Рентгенограмма перелома у больной Е.(и/б №106580)

Особенности больной заключались в том, что в течение двух последних лет она передвигалась только в пределах квартиры, и ее вес не превышал 45 кг. Остеосинтез выполнили одним новым имплантатом через 8 дней после травмы, 29.05.13, рис.4.23.

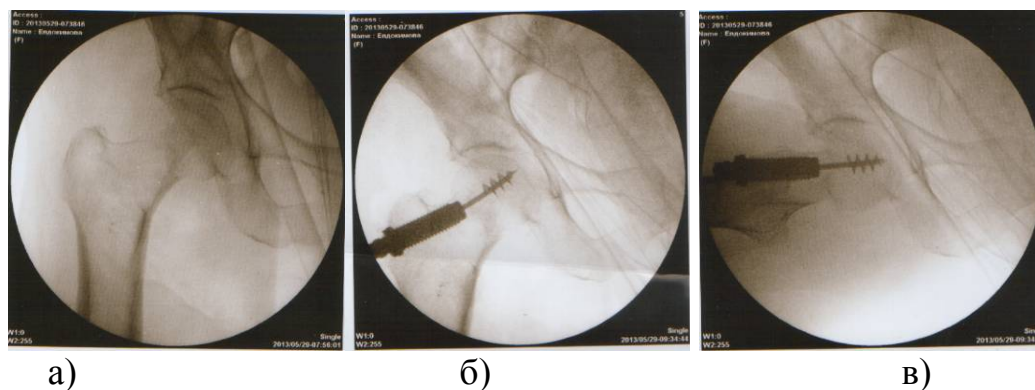


Рис.4.23. Фото ЭОП контроля больной Е.(и/б №106580) в операционной: репозиция перелома (а), прямая (б) и боковая(в) проекции после остеосинтеза.

Во время операции пружина имплантата обеспечила усилие 30 кг, которое вколотило костные отломки. На третьи сутки после операции больную активизировали и обучили передвигаться, нагружая оперированную конечность при помощи ходунков, рис.4.24.



Рис.4.24. Фото больной Е.(и/б №106580)

На рентгенограмме от 10.06.13, после одной недели полной функциональной нагрузки конечности отмечается увеличение вколочения костных отломков и расслабление пружины в соответствии с усилием 12 кг, рис.4.25.



Рис.4.25. Рентгенограмма больной Е.(и/б №106580) после 1 недели полной функциональной нагрузки конечности

Положение костных отломков и имплантата при КТ исследовании, выполненном 13.03.13, рис.4.26.



Рис.4.26. Фото КТ-граммы больной Е.(и/б №106580)

Лечение больной продолжается. Приступая к лечению больной, мы знали, что по современным представлениям пациентке показано эндопротезирование из-за выраженного остеопороза. При выполнении остеосинтеза из-за непрочности губчатой кости затрудняется закрепление имплантата в костных отломках, а в послеоперационном периоде может происходить их разрушение функциональной нагрузкой конечности. Вместе с тем, по данным расчета и испытания, закрепление нового имплантата в головке бедра должно быть достаточным для стабильного остеосинтеза, см.гл.2. Но это не исключало большой вероятности разрушения костной ткани под влиянием функциональной нагрузки конечности. Поэтому мы требовали от больной ограничивать нагрузку так, чтобы не появлялись болевые ощущения, строго соблюдать методику «правильной» ходьбы и контролировали динамику положения костных отломков по рентгенограммам.

В итоге, вколочение отломков значительно увеличилось, что свидетельствует о резком снижении прочности костной ткани. Но положение концов имплантата в костных отломках не изменилось, их закрепление было надежным, что соответствует данным расчета и испытания конструкции имплантата, и указывает на ее работоспособность.

В заключение отметим, что по представленным клиническим случаям, конечно, нельзя оценить эффективность нашего способа остеосинтеза. Вместе с тем, они являются частью целостного исследования, предыдущими этапами которого были анализ известного научного материала, математическое моделирование и испытание натуральных моделей. Данные всех этапов исследования совпали и не содержат каких-либо противоречий. Они отражают действие общих законов механики, и поэтому использование принципа активной фиксации стягиванием является экспериментально-теоретическим решением проблемы стабильной фиксации ПШБК, которое открывает перспективу для совершенствования способов остеосинтеза. А будет ли именно наш способ остеосинтеза по-настоящему эффективным, покажут дальнейшие клинические исследования.

Заключение

Общеизвестно, что важнейшим условием прямого сращения переломов является стабильная фиксация. Однако при переломах шейки бедра остеосинтезы ее не обеспечивают (Колесников Ю.П., 1996, Лирцман В.М., 1997 и др.). Это служит причиной значительного количества неудовлетворительных исходов лечения.

По данным литературы, основным механизма фиксации при применяющихся способах остеосинтеза переломов шейки бедренной кости является шинирование. При этом известно, что шинирование принципиально не предназначено для стабильной фиксации (Стецула В.И., Стахеев В.И., 1964, Сеппо А., 1978, Мюллер Е.М., 1996 г. и др.). Особый интерес вызывает то обстоятельство, что в эксперименте модели остеосинтеза выдерживали такие нагрузки, значения которых соизмеримы с прочностью неповрежденного проксимального отдела бедренной кости (Шестерня Н.А., 1997, 2005 и др.). Это во много раз больше, чем функциональная нагрузка, действующая при стоянии с равномерной опорой на ноги, величина которой не превышает $1/3$ веса человека (Янсон А., 1975). Однако из-за нестабильной фиксации больным длительное время после остеосинтеза запрещают нагрузку оперированной конечности. Несоответствие между экспериментальными и клиническими данными нельзя объяснить в рамках общепризнанных положений F.Pauwels'a о механике фиксации переломов этой локализации (Pauwels F., 1935).

В поисках объяснения мы проанализировали влияние нагрузок и пришли к выводу о том, что при переломах шейки бедра, за исключением вколоченных подголовчатых, вектор функциональной нагрузка конечности должен проходить вне плоскости переломов. Затем испытывали натурные модели остеосинтеза тремя большими спонгиозными шурупами, тщательно соблюдая приложение нагрузки под углом 8° к продольной оси бедра, при котором она проходит вне плоскости перелома. В нашем эксперименте костные отломки смещались нагрузками не более 28 кгс, что соответствует фиксирующим возможностям остеосинтеза в клинике и существенно меньше опубликованных значений. Следовательно, как и предполагалось, данные ряда исследователей продемонстрировали факт того, что если нагрузка проходит через плоскость перелома, то модель (система кость-имплантат) выдерживает качественно большие нагрузки. Мы оценили эти данные как отражение потенциальных возможностей остеосинтеза, поскольку если поучится их реализовать в клинике, то

проблему стабильности остеосинтеза можно будет считать решенной. Поэтому выдвинули гипотезу, согласно которой для стабильной фиксации суммарная нагрузка, приложенная к головке бедра, должна проходить через плоскость перелома. Для ее подтверждения мы провели математическое моделирование и испытание натурных моделей. Прототипом послужила схема нагрузки хорошо известной модели испытаний (Гончаренко В.А., 1981, Зверев Е.В., 1989, и др.). Но в отличие от этой модели, вместо шинирующего действия имплантата, учитывали влияние силы, которая будет прикладываться к головке бедра и поддерживаться имплантатом, например, с помощью пружины. Задача по определению условий, при которых вектор суммарной нагрузки будет пересекать плоскость перелома, решалась простым нахождением равнодействующей двух приложенных сил - функциональной нагрузки и силы имплантата. Но, несомненно, больший интерес представляло доказательство того, что с помощью силы имплантата можно компенсировать смещающее влияние функциональной нагрузки. Для этого пришлось заново рассмотреть процесс смещения костных отломков под действием функциональной нагрузки. В настоящее время общепринята версия Rauwels'а, согласно которой смещение перелома происходит за счет скольжения костных отломков под влиянием «режущей силы». Чем это нас не устраивало? Хорошо известно, что в клинике нередко наблюдаются изгибы и изломы имплантатов. Они не могут происходить из-за срезающего напряжения, которое создается губчатой костью при смещении отломков по ширине, поскольку в этом случае должна разрушаться менее прочная костная ткань, а не металл. Как правило, в разрушении имплантатов стараются обвинить качество металла. Однако если учитывать, что, в сущности, плоскость перелома является опорой для костных отломков, то приложенная нагрузка, которая проходит вне плоскости опоры, будет вызывать их опрокидывание, разворот. Очевидно, что разворот костных отломков может сопровождаться изгибом имплантата, который будет повторяться в соответствии с циклическим характером функциональной нагрузки и приводить к их изломам из-за усталостного разрушения материала имплантата. Такое объяснение мы находим вполне правдоподобным. Что касается самого перелома, то разворот приводит к разобщению поверхностей костных отломков и прекращению действия силы трения, и поэтому создаются условия для смещения отломков по ширине. Т.е. эксцентричное приложение нагрузки указывает на то, что смещение перелома должно происходить в два этапа.

Причем очевидно, что для данной модели нагрузки разворот костных отломков происходит беспрепятственно, а скольжение затрудняется силами трения. Поэтому должна соблюдаться последовательность этапов: вначале разворот и только после него - смещение отломков по ширине. Для математического доказательства этой последовательности оба типа смещения представили в виде уравнений равновесия сил, провели расчеты и сравнили величину функциональной нагрузки, вызывающей тот и другой вариант смещения. Расчет подтвердил первичный характер разворота костных отломков. Такая последовательность этапов смещения наблюдалась и при всех испытаниях натурных моделей. Все расчетные данные удовлетворительно совпали с результатами проверочных испытаний.

Следовательно, по данным анализа, расчета и испытаний натурных моделей для стабильной фиксации переломов шейки бедра требуется исключить разворот костных отломков. Поэтому остеосинтез должен создавать и поддерживать момент силы имплантата, значение которого больше, чем у разобещающего момента функциональной нагрузки. Поскольку моменты сил действуют относительно нижней точки контакта костных отломков, то отсюда естественно вытекают новый рентгенологический критерий стабильности нефиксированных переломов шейки бедра, критерий стабильности остеосинтеза, а также правило, согласно которому должны располагаться имплантаты.

Все это позволило разработать новый подход к остеосинтезу, которому мы дали определение принцип «активной фиксации стягиванием», в отличие от известного принципа «фиксации стягиванием».

Принцип фиксации стягиванием был внедрен F.Pauwels'ом для исключения разворота костных отломков при остеосинтезе переломов тех сегментов опорно-двигательного аппарата, к которым прикладываются эксцентричные функциональные нагрузки. Для осуществления фиксации стягиванием на стороне растяжения располагают предварительно напряженный имплантат, который препятствует развороту костных отломков и создает условия для динамической межотломковой компрессии функциональной нагрузкой конечности. Стабилизация перелома обеспечивается за счет динамической межотломковой компрессии (Мюллер Е.М, 1996 г. и др.). Однако динамическая межотломковая компрессия функциональной нагрузкой конечности действует только в тех случаях, при которых имплантат, в свою очередь, поддерживает постоянное сдавление костных отломков, статическую межотломковую компрессию. При использовании обычного имплантата будет создаваться одномоментная межотломковая компрессия,

которая исчезнет после первого же эпизода перегрузки с минимальным разрушением костной ткани и вместо нее может оставаться фиксация за счет шинирования.

Вместе с тем все известные способы остеосинтеза ПШБК имеют два принципиальных недостатка:

- не учитывают процесс смещения костных отломков;
- механизмом фиксации является шинирование, которое не предназначено для стабильной фиксации переломов.

Мы не нашли сообщений об использовании принципа фиксации стягиванием при остеосинтезе переломов шейки бедренной кости, поскольку исследователи почему-то не выявляли наличие разворота костных отломков и его определяющую роль в процессе смещения этих переломов. Тем не менее, очевидно, что нельзя надеяться на эффективность ее применения: при фиксации стягиванием учитывается процесс смещения костных отломков, но механизмом фиксации служит шинирование.

При остеосинтезе, основанном на принципе активной фиксации стягиванием, указанных недостатков нет. Применяется имплантат, оснащенный пружиной, которая создает активную силу, направленную по его продольной оси. Имплантат, расположенный на стороне растяжения, в соответствии с принципом фиксации стягиванием, с помощью активной силы предотвращает разворот костных отломков и одновременно обеспечивает условия для динамической межотломковой компрессии функциональной нагрузкой конечности. Поэтому при использовании принципа активной фиксации стягиванием учитывается процесс смещения костных отломков, а механизмом фиксирующего действия является сочетание статической и динамической компрессии.

Правильность нового подхода подтверждается выводами из анализа литературы, совпадением данных математического моделирования, испытания натурных моделей и клинических примеров, а также тем, что все результаты проведенного исследования в полной мере соответствуют логике действия общих законов механики.

Тем не менее, это только теория, которая еще не подтвердилась убедительным клиническим материалом. Поэтому не утратили актуальности следующие вопросы общетеоретического плана:

- улучшатся ли исходы лечения при стабильном остеосинтезе переломов со смещением костных отломков;

- возможно ли осуществление принципа активной фиксации стягиванием у больных с выраженным остеопорозом, и насколько стабильными будут остеосинтезы.

Рассмотрим первый вопрос. Современный подход к лечению ПШБК определяется классификацией Garden'a: при переломах без смещения костных отломков, I-IIст. выполняют остеосинтезы, а при переломах со смещением, III-IVст., показано эндопротезирование (Davison J.N.S., 2001 Donald A.Wiss, 2002 и др.). Общепринято, что классификация Garden'a отражает нарушения кровоснабжения головки бедра, которые более выражены при переломах III-IVст. Вместе с тем, стабильная фиксация переломов со смещением костных отломков считается неосуществимой. Но при переломах без смещения, которые, по определению, самопроизвольно удерживаются в правильном положении, остеосинтезы обеспечивают стабильную фиксацию. Следовательно, классификация Garden'a отражает влияние на исходы лечения не только кровоснабжения, но и механических факторов.

Количество неблагоприятных исходов остеосинтеза ПШБК Garden III-IVст. достигает 49%, а при Garden I-IIст.-5-10% (Войтович А.В.,1997, Schmelzeisen H.,1991, Parker M.J., 2000 и др.).

Поэтому биологические особенности ПШБК характеризуются более высоким процентом осложнений, чем для переломов без смещения других локализаций.

Известно, что все случаи сращения ПШБК со смещением сопровождаются укорочением костных отломков с развитием телескопического эффекта (Коптюх В.И.,1989, Грубар Ю.Е.,1992). Укорочение концов костных отломков происходит из-за подвижности костных отломков при нестабильной фиксации. Подвижность костных отломков препятствует восстановлению кровоснабжения, но при развитии телескопического эффекта уменьшается эксцентриситет функциональной нагрузки, и обеспечивается стабилизация переломов. Случаи излечения половины больных после остеосинтеза ПШБК со смещением, Garden III-IVст., несмотря на первоначально нестабильную фиксацию, указывают на значительные возможности компенсации кровоснабжения.

Приведенные факты позволяют однозначно утверждать, что качество фиксации оказывает решающее влияние на исходы лечения, которые должны улучшаться при стабильном остеосинтезе.

Рассматривая вопрос о возможности осуществить принцип активной фиксации стягиванием и обеспечить стабильную фиксацию ПШБК, отметим, что проблема стабильности остеосинтеза представлена огромным научным материалом. И можно было бы согласиться с

выводом о том, что эта проблема не имеет решения из-за недостаточной прочности костной ткани. Однако, как выяснилось, все применяющиеся способы остеосинтеза ПШБК основаны только на различных вариантах шинирования, которое принципиально не предназначено для стабильной фиксации. Поэтому нет ничего особенного в том, что проблема представляется неразрешимой. Для ее решения нужно исходить из более эффективного подхода.

При использовании принципа активной фиксации стягиванием требования к прочности костной ткани уменьшаются и определяются, в первую очередь, необходимостью обеспечить надежное закрепление центрального конца имплантата в головке бедра при вытягивающей нагрузке. Например, при стабильной фиксации субкапитальных переломов величина вытягивающего усилия будет не более 5 кгс (50N). Площадь закрепления центрального конца имплантата в головке бедра достигает 2 см^2 , поэтому напряжение костной головки бедра будет $2,5 \text{ кг/см}^2$. По данным А.Сеппо, минимальное сминающее напряжение в зоне расположения имплантата для старшей возрастной группы населения составило 39 кгс/см^2 . Исходя из этих данных имеется 16-ти кратный запас прочности костной ткани головки бедра. Испытание разработанного имплантата на устойчивость к извлекающей нагрузке показало извлекающую нагрузку 1700N, которая соответствует сминающему напряжению 85 кгс/см^2 . Для стабильной фиксации базальных переломов требуется усилие пружины до 35 кгс (350N). При нагрузке 35 кгс напряжение не превысит $17,5 \text{ кг/см}^2$. Поэтому закрепление имплантата будет достаточным для фиксации базальных переломов при снижении прочности костной ткани в два раза, по сравнению с данными А.Сеппо.

Таким образом, результаты известного исследования прочностных характеристик костной ткани, проведенного нами расчета и испытания разработанного имплантата, указывают, что надежность его закрепления в головке бедра будет достаточной для осуществления активной фиксации стягиванием.

Кроме того, при субкапитальных переломах прочность костной ткани должна быть достаточной для того, чтобы под влиянием функциональной нагрузки конечности не происходило значительного вколочения шейки бедра в более широкую головку с полным расслаблением пружины имплантата. После расслабления пружины дальнейшая фиксация перелома обеспечивается за счет достигнутого вколочения и шинирующего действия имплантата. Очевидно, большая протяженность вколочения будет указывать на значительное снижение

прочности губчатой кости головки, при котором эти механизмы фиксации не могут обеспечивать стабильность остеосинтеза в условиях полной функциональной нагрузки конечности. Известно, что для повышения стабильности фиксации обычно выполняют вколочение костных отломков, не всегда успешно. При активной фиксации стягиванием приложение силы имплантата непосредственно к костным отломкам субкапитальных переломов обеспечивает их дозированное вколочение, которое мы считаем благоприятным. Однако в послеоперационном периоде нужно контролировать положение костных отломков и величину функциональной нагрузки конечности для того, чтобы вколочение не стало избыточным. В отличие от субкапитальных, при трансцервикальных переломах избыточного вколочения отломков не будет, т.к. кортикальная кость в области шейки бедра почти на порядок прочнее губчатой кости головки.

Таким образом, представленная теория дает простое и логичное объяснение всем выявленным противоречиям. Разработанный подход, основанный на принципе активной фиксации стягиванием, устраняет недостатки применяющихся способов остеосинтеза и поэтому является решением проблемы стабильной фиксации переломов шейки бедра. Мы не видим альтернативы этому подходу, определяющему перспективу совершенствования остеосинтезов.

Приложение

Эксперимент проводили так, чтобы исключить отклонение данных из-за различной прочности костных образцов. Для этого испытывали в сравнении образцы, взятые у одного индивидуума, нагрузку осуществляли не до смещения отломков модели по ширине, при котором они частично разрушаются, а только до выявления разворота. Результаты эксперимента удовлетворительно совпадали с расчетами, что позволило существенно сократить объем экспериментальной части исследования, т.к. не имело смысла подтверждать действие правила рычага. К тому же, мы лишь моделировали клиническую реальность, и полученные данные ей соответствовали, в отличие от наших предшественников, которых не смущало расхождение между данными более чем 15 раз. Поэтому эксперимент получился лаконичным, особенно в сравнении с известными исследованиями. Тем не менее, он ответил на все поставленные вопросы.

УРАЛЬСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ
кафедра "ТЕРМООБРАБОТКИ И
ФИЗИКИ МЕТАЛЛОВ"

620002, г. Екатеринбург, К-2,
ул. Мира, 19.

тел.:(343)375-48-03



УТВЕРЖДАЮ:
Проректор по НИР ГОУ ВПО УГТУ-УПИ

А.С.Бердин

2005 г.

ПРОТОКОЛ ИСПЫТАНИЙ

моделей фиксации переломов шейки бедренной кости с помощью фиксирующего устройства шейки стержневого ФУШс без опорного стакана и с помощью спонгиозных шурупов.

1. Заказчик: МУП ЦГБ №24, г. Екатеринбург, Россия

2. Наименование испытываемых образцов: фиксирующее устройство шейки бедра, стержневое (ФУШс) без опорного стакана, большой спонгиозный шуруп, образец проксимального отдела бедренной кости.

3. Дата поступления образцов: 12.2.2005

4. Сведения о проботборе: заказчиком представлены фиксирующие устройства шейки бедра, стержневые (ФУШс) без опорных стаканов (2 шт.), большие спонгиозные шурупы (3шт.) и проксимальные отделы бедренных костей одного индивидуума без специальной химической и физической обработки.

5. Задача испытаний: сравнить величину нагрузок, вызывающих смещение отломков шейки бедренной кости при фиксации ФУШс без опорных стаканов и большими спонгиозными шурупами АО.

6. Сроки проведения испытаний: 12.2.2005

7. Порядок проведения испытаний: образцы проксимального отдела бедренной кости, перепиливали ножовкой в области шейки под $\angle 75^\circ$ к горизонтальной плоскости, с удалением нижней точки контакта костных фрагментов от основания головки бедра равным 15мм. Фрагменты одного образца фиксировали 2 ФУШс, которые проводили перпендикулярно к оси диафиза бедра. У 1 ФУШс расстояний от нижней точки контакта костных отломков (ТО), составило 13мм, а сила пружины 150Н, а у второго ТО - 25мм, при силе пружины 120Н. Сжатие пружины второго ФУШс было несимметричным. Отломки другого образца фиксировали 3 большими спонгиозными шурупами АО ($S_{1,2,3}$), проведенными вдоль оси шейки бедра (рис.1а,б). К головкам бедренных костей моделей на испытательном стенде и прикладывали циклические нагрузки направленные под $\angle 6-8^\circ$ к оси диафиза. Нагрузку изменяли от 0 до до максимальных значений (Р) с периодом 3,6сек. Начальную нагрузку 100Н увеличивали на 100Н через каждые 1000 циклов. Регистрировали величину взаимного смещения отломков при максимальной нагрузке (L_p) и в разгруженном состоянии (L_0), через каждые 100 циклов и после первого цикла при смене нагрузки. Испытания проводили до смещения L_p отломков на 2мм. До и после испытаний выполняли рентгенографию образцов.

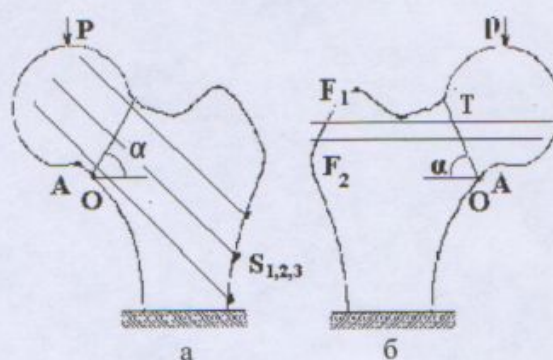


Рис.1

8. Результаты испытаний приведены в табулированном виде:

Таблица 1

Зависимость смещения фрагментов модели перелома шейки бедра, фиксированного 2 ФУШс от величины и количества циклов нагрузки

P, Н	№ цикла	L ₀ , мм	L _p , мм	P, Н	№ цикла	L ₀ , мм	L _p , мм	P, Н	№ цикла	L ₀ , мм	L _p , мм
0	0	0	0	200	1500	0,01	0,15	400	3001	0,12	0,43
100	1	0	0,08	200	1600	0,01	0,16	400	3100	0,16	0,49
	100	0	0,08		1700	0,02	0,16		3200	0,19	0,52
	200	0	0,08		1800	0,02	0,17		3300	0,20	0,54
	300	0	0,08		1900	0,02	0,17		3400	0,21	0,56
	400	0	0,08		2000	0,02	0,18		3500	0,21	0,57
	500	0	0,08		2001	0,02	0,22		3600	0,22	0,58
	600	0	0,08		2100	0,03	0,26		3700	0,22	0,59
	700	0	0,08		2200	0,06	0,29		3800	0,23	0,60
	800	0	0,08		2300	0,08	0,31		3900	0,23	0,61
	900	0	0,08		2400	0,10	0,33		4000	0,23	0,61
200	1000	0	0,08	300	2500	0,11	0,34	500	4001	0,25	1,96
	1001	0	0,12		2600	0,11	0,35		4100	0,29	1,99
	1100	0	0,13		2700	0,11	0,36		4120	0,31	2,01
	1200	0,01	0,14		2800	0,11	0,37				
	1300	0,01	0,14		2900	0,11	0,37				
	1400	0,01	0,15		3000	0,12	0,38				

Таблица 2

Зависимость смещения фрагментов модели перелома шейки бедра, фиксированных 3 большими спонгиозными шурупами от величины и количества циклов нагрузки

Р,Н	№ цикла	L ₀ , мм	L _p , мм	Р,Н	№ цикла	L ₀ , мм	L _p , мм	Р,Н	№ цикла	L ₀ , мм	L _p , мм
100	1	0	0,07	200	1001	0,02	0,12	300	3001	0,60	1,11
	100	0	0,07		1100	0,13	0,39		3100	0,63	1,19
	200	0	0,07		1200	0,23	0,56		3200	0,70	1,30
	300	0	0,07		1300	0,33	0,69		3300	0,83	1,58
	400	0	0,07		1400	0,43	0,80		3400	1,17	1,98
	500	0	0,07		1500	0,50	0,85		3430	1,39	2,20
	600	0	0,07		1600	0,53	0,89				
	700	0	0,07		1700	0,55	0,92				
	800	0	0,07		1800	0,57	0,94				
	900	0	0,07		1900	0,58	0,96				
	1000	0	0,07		2000	0,59	0,98				

9. Заключение испытаний: смещение костных отломков на 2мм при фиксации с помощью 2 ФУШс произошло после суммарного циклического нагружения: 1000 циклов нагрузки величиной 100Н, 1000 циклов - 200Н, 1000 циклов - 300Н, 1000 циклов 400Н и 20 циклов - 5000Н. При фиксации 3 большими спонгиозными шурупами смещение отломков на 2,2мм наступило после суммарного циклического нагружения: 1000 циклов нагрузки величиной 100Н, 1000 циклов - 200Н, 430 циклов - 300Н.

Таким образом, соединение фрагментов перелома с помощью 2 ФУШс выдержало нагрузку 400Н, а 3 большими спонгиозными шурупами - 200Н.

Доцент кафедры термообработки
и физики металлов, к.т.н.

Демаков С.Л.

Врач травматолог-ортопед
МУП ЦГБ №24

Шуголь Г.Б.

Уральский государственный
технический университет
кафедра "ТЕРМООБРАБОТКИ И
ФИЗИКИ МЕТАЛЛОВ"
620002, г. Екатеринбург, К-2,
ул. Мира, 19.
тел.:(343)375-48-03



УТВЕРЖДАЮ:
Проректор по НИР ГОУ ВПО УГТУ-УПИ

А.С.Бердин

2005 г.

ПРОТОКОЛ ИСПЫТАНИЙ

моделей фиксации переломов шейки бедренной кости с помощью ФУШс.

1. Заказчик: МУП ЦГБ №24, г. Екатеринбург, Россия

2. Наименование испытываемых образцов: фиксирующее устройство шейки бедра, стержневое (ФУШс), проксимальные отделы бедренной кости.

3. Дата поступления образцов: 12.12.2005.

4. Сведения о проботборе: заказчиком представлены 2 фиксирующих устройства шейки бедра, стержневых (ФУШс) и 2 образца проксимального отдела бедренной кости без специальной химической и физической обработки.

5. Задача испытаний: иллюстрация влияния расстояния от нижней точки контакта костных отломков до основания головки бедра на величину нагрузки, которая вызывает разворот костных отломков, фиксированных с помощью ФУШс.

6. Сроки проведения испытаний: 12.12.2005

7. Порядок проведения испытаний: моделировали переломы шейки бедренной кости с наклоном плоскости перелома к горизонтальной плоскости $45^\circ(\alpha)$. У одного образца плоскость перелома располагали на расстоянии 10мм от основания головки бедренной кости (ОА=10мм), а у второго – 20мм (ОА=20мм). Отломки каждого образца фиксировали с помощью 1 ФУШс. ФУШс проводили перпендикулярно к оси диафиза и пересекали плоскость перелома на равном расстоянии от нижней точки контакта костных отломков (ТО=30мм). Сила пружины каждого ФУШс (F) составляла 100Н. Испытательной машиной Р5057-50 прикладывали к головкам бедра статическую нагрузку Р, направленную под $\angle 6-8^\circ$ к диафизу (рис.1а,б). Нагрузку (Р) увеличивали до разворота отломков в виде появления зазора величиной 0,1мм у верхнего (проксимального) отдела плоскости контакта между ними, который выявляли введением шупа.

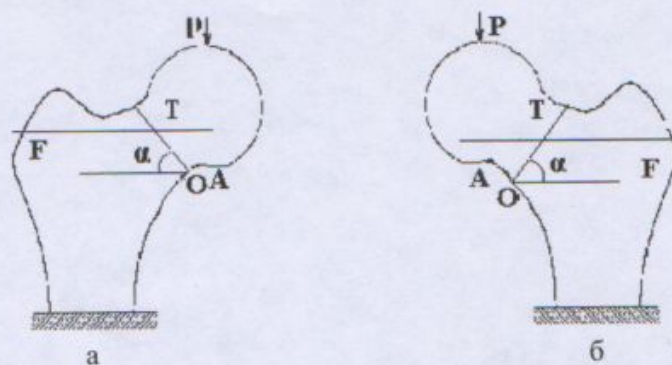


Рис.1

8. Результаты испытаний:

ОА, мм	Разворачивающая нагрузка (Р), Н
10	430
20	213

9. Заключение испытаний: увеличение расстояния от основания головки бедра до нижней точки контакта костных отломков в 2 раза, с 10 до 20мм привело к двукратному уменьшению величины нагрузки, вызывающей разворот костных фрагментов.

Доцент, к.т.н. кафедры
термообработки и физики металлов

Демаков С.Л.

Врач-травматолог-ортопед
МУП ЦГБ №24

Шуголь Г.Б.

Уральский государственный
технический университет
кафедра
"ТЕХНОЛОГИЯ МАШИНОСТРОЕНИЯ"
620002, г. Екатеринбург, К-2,
ул. Мира, 19.
тел.: (343) 375-48-94

УТВЕРЖДАЮ:

И.о. проректора по НИР

ГОУ ВПО УГТУ-УПИ

С.В. Карелов

« 2004 г.



ПРОТОКОЛ ИСПЫТАНИЙ № 2

по определению коэффициента трения отломков шейки бедренной кости

1. Заказчик:

ООО "ФИНОМЭК", (ИНН 6671135254) 620131 г. Екатеринбург, ул. Крауля 80/3, Россия.

2. Наименование испытываемых образцов:

Проксимальные отделы бедренной кости.

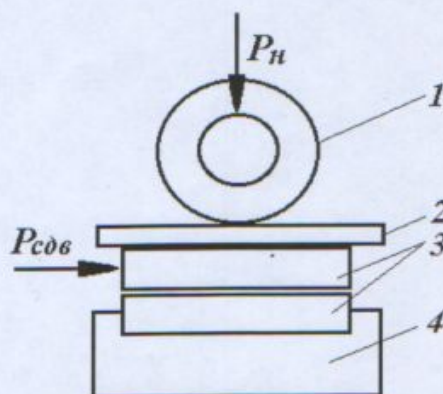
3. Дата поступления образцов: 1 июля 2004 г.

4. Сведения о прототипе: заказчиком представлены три образца проксимального отдела бедренной кости без специальной химической и физической обработки, взятые от индивидуумов 50-70 лет, независимо от пола, в Областном бюро судебно-медицинской экспертизы.

5. Испытания проводились для определения: коэффициента трения отломков шейки бедренной кости.

6. Сроки проведения испытаний: 2 июля 2004 г.

7. Порядок проведения испытаний: образцы перепиливали ножовкой по металлу в области шейки у основания головки бедренной кости. Головку бедренной кости 3 закрепляли, плоскостью опиала кверху, в приспособлении 4, исключая ее перемещение (рис.).



Второй отломок 3 помещали сверху, через роликовый подшипник 1 и прокладку 2 прикладывали к нему нагрузку P_n , по нормали к плоскости распила, с помощью испытательной машины Р-2. Грузами, используя гибкую связь, к верхнему

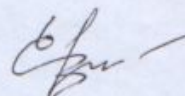
отломку прикладывали смещающую нагрузку $R_{сдв.}$, ориентированную по направлению качения подшипника. Регистрировали величину нагрузки $R_{сдв.}$, вызывающую смещение верхнего отломка. Измерения проводились в диапазоне нормальных нагрузок R_n от 100 до 500Н. При каждой нагрузке R_n проводилось по три замера.

8. Результаты испытаний:


Нормальная нагрузка, R_n , Н	Средняя сдвигающая нагрузка по образцам, $R_{сдв.}$, Н			Коэффициент трения $K = R_{сдв.}/R_n$	Среднее значение $K_{тр}$ при заданной нагрузке R_n
	№1	№2	№3		
100	88	78	82	0,880; 0,780; 0,820	0,827
200	162	170	161	0,810; 0,850; 0,805	0,822
300	271	269	250	0,903; 0,897; 0,833	0,878
400	340	340	343	0,850; 0,850; 0,857	0,852
500	449	420	437	0,898; 0,840; 0,874	0,870
Среднее значение $K_{тр}$				0,85±0,04	

9. Заключение: значение коэффициента трения отломков шейки бедренной кости составило $0,85 \pm 0,04$.

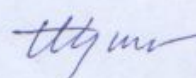
доцент, к.т.н. кафедры
термообработки и физики металлов

 Демаков С.Л.


доцент, к.т.н. кафедры
технологии машиностроения

 Фоминых С.И.

старший преподаватель
кафедры строительной механики

 Житков В.В.

врач-травматолог-ортопед
МУП ЦГБ №24

 Шуголь Г.Б.

УРАЛЬСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ
кафедра "ТЕРМООБРАБОТКИ И
ФИЗИКИ МЕТАЛЛОВ"
620002, г. Екатеринбург, К-2,
ул. Мира, 19.
тел.:(343)375-48-03



УТВЕРЖДАЮ:
Проректор по НИР ГОУ ВПО УГТУ-УПИ

А.С.Бердин

« 17 » _____ 2005 г.

ПРОТОКОЛ ИСПЫТАНИЙ

модели фиксации перелома шейки бедренной кости большими спонгиозными шурупами АО.

1. **Заказчик:** МУП ЦГБ №24, г. Екатеринбург, Россия

2. **Наименование испытываемого образца:** большие спонгиозные шурупы АО, проксимальный отдел бедренной кости.

3. **Дата поступления образцов:** 10.11.2005.

4. **Сведения о проботборе:** заказчиком представлены проксимальный отдел бедренной кости без специальной химической и физической обработки и 3 больших спонгиозных шурупа

5. **Испытания проводились** для иллюстрации механизма смещения фрагментов фиксированных переломов шейки бедренной кости.

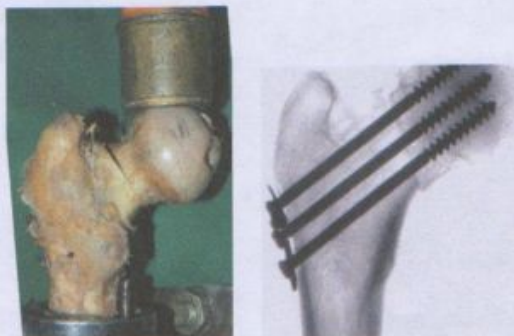
6. **Сроки проведения испытаний:** 10.11.2005.

7. **Порядок проведения испытаний:** шейку бедренной кости перепиливали ножовкой. Фрагменты образца фиксировали большими спонгиозными шурупами (рис.1). На испытательном стенде к головке бедренной кости прикладывали статическую нагрузку, направленную под $\angle 6-8^\circ$ к оси диафиза бедра, увеличивая ее до разобщения костных фрагментов.



Рис.1.

8. Результаты испытаний: вначале наблюдалось разобщение костных отломков в верхних (проксимальных) отделах плоскости контакта, а затем смещение головки вниз, по ширине (рис.2а,б).



а

б

Рис.2

9. Заключение испытаний: смещение фрагментов фиксированных переломов шейки бедренной кости происходит в 2 этапа:

I. Разворот фрагментов во фронтальной плоскости, с осью вращения, расположенной в нижней точке их контакта.

II. Смещение фрагментов по ширине.

Доцент, к.т.н. кафедры
термообработки и физики металлов

Врач-травматолог-ортопед
МУП ЦГБ №24

Демаков С.Л.

Шуголь Г.Б.

УРАЛЬСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ
кафедра "ТЕРМООБРАБОТКИ И
ФИЗИКИ МЕТАЛЛОВ"

620002, г. Екатеринбург, К-2,
ул. Мира, 19.

тел.:(343)375-48-03



УТВЕРЖДАЮ:
Проректор по НИР ГОУ ВПО УГТУ-УПИ

А.С.Бердин

« 27 » *декабрь* 2005 г.

ПРОТОКОЛ ИСПЫТАНИЙ

моделей фиксации переломов шейки бедренной кости с помощью фиксирующих устройства шейки бедра, стержневого (ФУШс).

1. Заказчик: МУП ЦГБ №24, г. Екатеринбург, Россия

2. Наименование испытываемого образца: фиксирующее устройство шейки бедра, стержневое (ФУШс), проксимальный отдел бедренной кости.

3. Дата поступления образцов: 20.12.2005

4. Сведения о проботборе: заказчиком представлены 2 фиксирующих устройства шейки бедра, стержневого (ФУШс) и 2 проксимальных отдела бедренной кости без специальной химической и физической обработки.

5. Задача испытаний: иллюстрация влияния величины угла наклона плоскости перелома к горизонтальной плоскости на значение нагрузки, вызывающей разворот отломков моделей фиксации переломов шейки бедренной кости фиксирующим устройством шейки бедра, стержневым (ФУШс).

6. Сроки проведения испытаний: 20.12.2005

7. Порядок проведения испытаний: образцы перепиливали ножовкой в области шейки. У одного образца плоскость перелома располагали под $\angle \alpha = 40^\circ$ к горизонтальной, а у второго – под $\angle \alpha = 70^\circ$ при равном удалении нижней точки контакта костных отломков от основания головки бедра (ОА=10мм). Отломки каждого образца фиксировали с помощью 1 ФУШс. ФУШс проводили перпендикулярно к оси диафиза на равном расстоянии от нижней точки контакта костных отломков (ТО=20мм). Усилие пружин ФУШс (F) составило 150Н (рис.1а,б). Испытательной машиной Р5057-50 к головкам бедра образцов прикладывали статическую нагрузку (Р), направленную под $\angle 6-8^\circ$ к диафизам. Нагрузку (Р) увеличивали до разворота головки бедра относительно дистального отломка на 0,1мм, который регистрировали введением щупа в зазор, возникающий между ними.

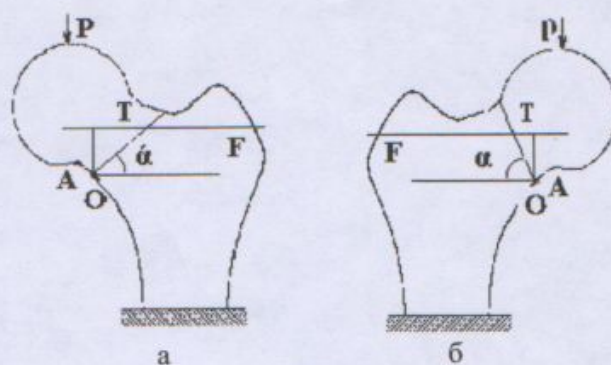


Рис.1

8. Результаты испытаний:

$\angle \alpha$, град.	Разворачивающая нагрузка (P), Н
40	426
70	430

9. **Заключение испытаний:** изменение угла α не повлияло на величину нагрузки, вызывающей разворот костных фрагментов.

Доцент, к.т.н. кафедры
термообработки и физики металлов

Врач-травматолог-ортопед
МУП ЦГБ №24

Демаков С.Л.

Шуголь Г.Б.

УРАЛЬСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ
кафедра "ТЕРМООБРАБОТКИ И
ФИЗИКИ МЕТАЛЛОВ"

620002, г. Екатеринбург, К-2,
ул. Мира, 19.

тел.:(343)375-48-03



УТВЕРЖДАЮ:
Проректор по НИР ГОУ ВПО УГТУ-УПИ

А.С.Бердин

«20» апреля 2005 г.

ПРОТОКОЛ ИСПЫТАНИЙ

моделей фиксации переломов шейки бедренной кости на величину нагрузки, вызывающей сминание костных фрагментов и извлечение ФУШс. из костной ткани

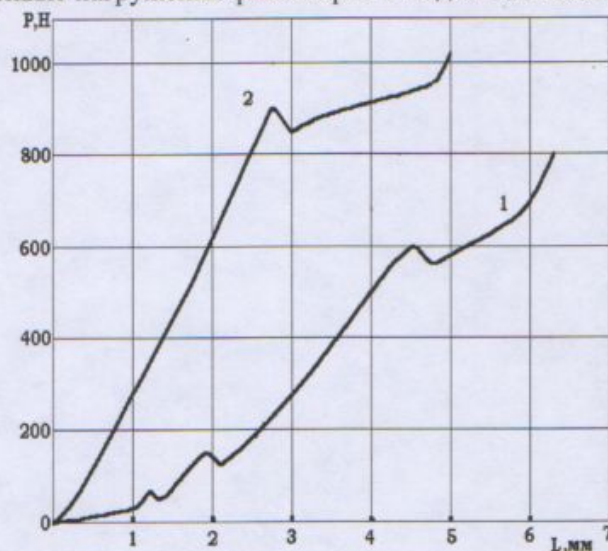
1. **Заказчик:** МУП ЦГБ №24, г. Екатеринбург, Россия
2. **Наименование испытываемых образцов:** фиксирующее устройство шейки бедра, стержневое (ФУШс), проксимальный отдел бедренной кости.
3. **Дата поступления образцов:** 16.12.2005
4. **Сведения о проботборе:** заказчиком представлены 2 фиксирующих устройств шейки бедра, стержневых (ФУШс) и 1 образец проксимального отдела бедренной кости без специальной химической и физической обработки.
5. **Задача испытаний:** определение величины вытягивающей нагрузки, вызывающей сминание костных фрагментов и миграцию ФУШс из головки бедренной кости.
6. **Сроки проведения испытаний:** 16.12.2005
7. **Порядок проведения испытаний:** для моделирования подголовчатого перелома шейки бедренной кости костный образец перепиливали пилой у основания головки. Отломки фиксировали с помощью 2 ФУШс. ФУШс проводили вдоль оси шейки бедра. Модель устанавливали на опору испытательной машины Р5057-50, перпендикулярную направлению ФУШс. Вытягивающую нагрузку подавали в 2 этапа, одновременно на 2 ФУШс. Первое нагружение производили до 800Н, второе - до 1050Н. Фиксировали миграцию ФУШс из головки бедра. Кривую нагружения регистрировали с помощью двухкоординатного самопишущего устройства

8. Результаты испытаний представлены в виде кривых:

№1 - кривая нагружения от 0 до 800Н,

№2- кривая повторного нагружения от 0 до 1050Н

Кривые нагружения фиксаторов в модели остеосинтеза



9. Заключение испытаний: нагрузка до 1050 вызывает частичную миграцию ФУШс и сминание со взаимным проникновением костных фрагментов. Величины усилия начала миграции и взаимного проникновения сопоставимы. Усилие миграции возрастает.

доцент, к.т.н. кафедры
термообработки
и физики металлов

Демаков С.Л.

врач-травматолог-ортопед
МУП ЦГБ №24

Шуголь Г.Б.



**Уральский
федеральный
университет**

имени первого Президента
России Б.Н.Ельцина

**Институт
материаловедения
и металлургии**

Министерство образования и науки Российской Федерации.
Федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего профессионального образования «Уральский федеральный
университет имени первого Президента России Б.Н.Ельцина».

Институт материаловедения и металлургии.

ул. Мира, 28, Екатеринбург, Россия, 620002,
тел.: +7 (343) 374-53-35, 375-44-39,
факс: +7 (343) 375-44-39
svv@mtf.ustu.ru, www.urfu.ru

№ _____
На № _____ от _____

Протокол испытания №1 от 25 января 2013 г

Задача испытания: определение величины вытягивающей нагрузки, вызывающей миграцию имплантата из головки бедренной кости.

Объект испытания: образец проксимального отдела бедра, взятый от индивидуума 50 лет, мужского пола, без специальной химической и физической обработки, перепиливали в области шейки, у основания головки. Модель изготавливали путем введения имплантата в головку бедренной кости, рисунок 1.

Порядок проведения испытания: Головку бедра модели установили плоскостью опиала на опору испытательной машины INSTRON 3382, (заводской номер 3382K3726, свидетельство о поверке №27-261, срок действия – до 31 января 2013 г.), рисунок 2, подавали на имплантат вытягивающую нагрузку. Кривая нагружения, рисунок 3, записывалась автоматически. Испытание остановили при достижении удлинения 3,5мм.



Рисунок 1. Фотография (а) и рентгенограмма модели (б) до испытания



Рисунок 2. Испытание модели

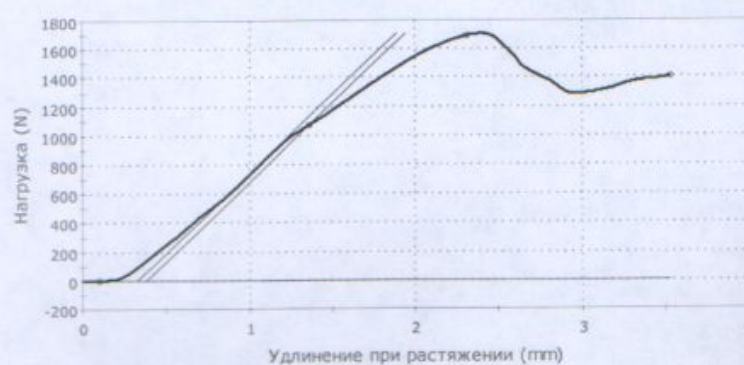


Рисунок 3. Кривая нагружения модели

После испытания модели головку бедра распилили и извлекли имплантат.

Распиленная головка бедра модели и имплантат после испытания представлены на фотографиях, рисунки 4, 5.

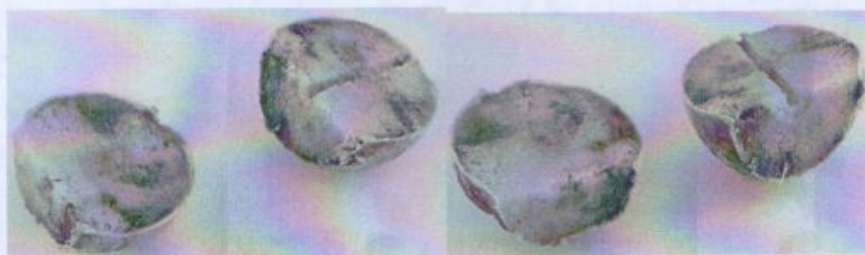


Рисунок 4. Распиленная головка бедра модели после испытания



Рисунок 5. Имплантат после испытания

Заключение:

1. При нагрузке до 1600Н миграция имплантата не превысила 2 мм;
2. Миграция имплантата без увеличения нагрузки происходит при нагружении свыше 1680 Н.
3. Разрушения модели и деформации имплантата не выявлено.

Директор ИММт, профессор, д.т.н.

Мальцев В.А.

Профессор кафедры термообработки
и физики металлов, к.т.н.

Демаков С.Л.

Врач травматолог – ортопед

Шуголь Г.Б.



**Уральский
федеральный
университет**

имени первого Президента
России Б.Н.Ельцина

**Институт
материаловедения
и металлургии**

Министерство образования и науки Российской Федерации.
Федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего профессионального образования «Уральский федеральный
университет имени первого Президента России Б.Н.Ельцина».

Институт материаловедения и металлургии.

ул. Мира, 28, Екатеринбург, Россия, 620002,
тел.: +7 (343) 374-53-35, 375-44-39,
факс: +7 (343) 375-44-39
svv@mtf.ustu.ru, www.urfu.ru

№ _____
На № _____ от _____

Протокол испытания №2 от 25 января 2013

Задача испытания: определение величины нагрузки, вызывающей
сминание головки и шейки бедренной кости.

Объект испытания (модель): образец проксимального отдела бедра,
взятый от индивидуума 50 лет, мужского пола, без специальной химической
и физической обработки, перепиливали в области шейки, у основания
головки. Отломки фиксировали имплантатом, рисунок 1а,б, шейку бедра
перепиливали у основания так, чтобы плоскость опиловки была ориентирована
перпендикулярно продольной оси имплантата, рисунок 1в.

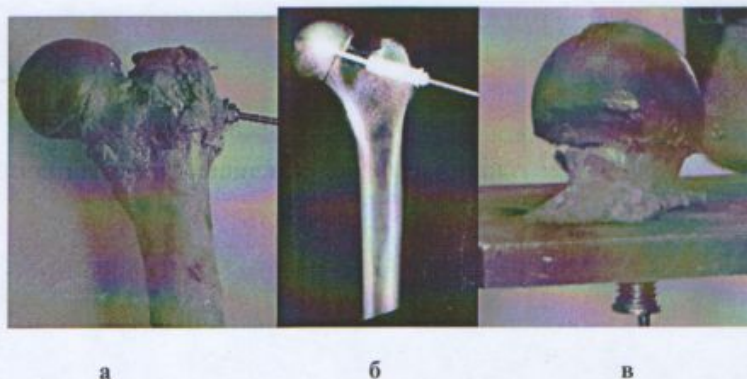


Рисунок 1. Фотография (а) и рентгенограмма (б) фиксированных отломков,
фотография головки и шейки бедра с введенным имплантатом (модель) до
испытания (в)

Порядок проведения испытания модели: головку и шейку бедра с
введенным в них имплантатом устанавливали плоскостью опиловки на опору
испытательной машины INSTRON 3382 (заводской номер 3382K3726,

свидетельство о поверке №27-261, срок действия – до 31 января 2013 г.). К имплантату подавали вытягивающую нагрузку, рисунок 2. Кривая нагружения записывалась автоматически, рисунок 3. Испытание было остановлено при достижении удлинения 9,5мм.



Рисунок 2. Испытание модели

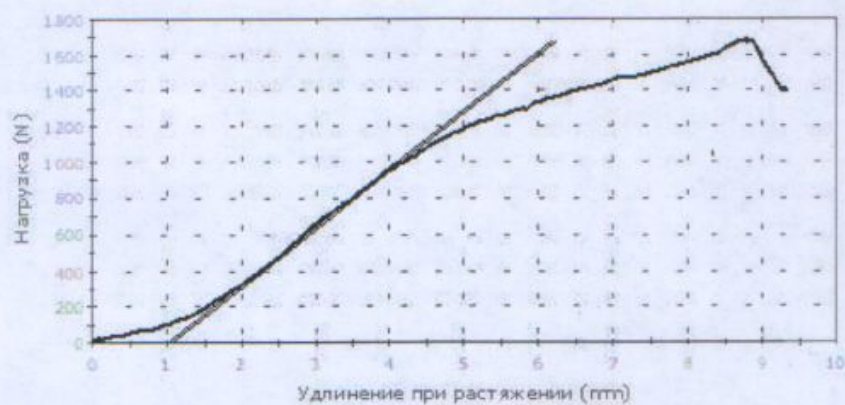


Рисунок 3. Кривая нагружения модели

Модель фотографировали до и после испытания. Фотографии модели до и после испытания представлены на рисунке 4.



а



б

Рисунок 4. Фотография модели до испытания (а) и после испытания (б)

Закключение: сминание головки и шейки бедренной кости с их взаимным проникновением зафиксировано при нагрузках до 1600Н.

Директор ИММт, профессор, д.т.н.



Мальцев В.А.

Профессор кафедры термообработки
и физики металлов, к.т.н.

Демаков С.Л.

Врач травматолог – ортопед

Шуголь Г.Б.

Шуголь Г.Б.

Литература

1. Анкин Н.Л.Остеосинтез и эндопротезирование при переломах шейки бедра. // Вестник травматологии и ортопедии им.Н.Н.Приорова, 1997. N 2.-с.19-22
2. . Анкин С.Г., Михайлов Е.Е., Беневоленская Л.И. Частота переломов проксимального отдела бедра среди жителей г.Электросталь (Ретроспективное эпидемиологическое исследование) //Остеопороз и остеопатии. – 1999. - № 2. – С.5–7.
3. Барков А.В. Анатомические предпосылки остеосинтеза переломов шейки бедренной кости // Проблемы, достижения и перспективы развития медико-биологических наук: Тр. Крымск. Гос. мед. ун-та. - Симферополь, 1999. - Т. 135, Ч. 2. - С. 41-43.
4. Барков А.В. Малоинвазивный стабильный компрессионный остеосинтез переломов шейки бедренной кости // Материалы Конгр. травматол.-ортопед. России. - Ярославль, 1999. - С. 51-52.
5. Басов С.В., Зеркин Г.Д., Иванов В.И., Антонец И.П. Анализ причин несращения переломов шейки бедренной кости по данным ОКБ г. Ростова-на-Дону за последние 10 лет / // Современные технологии в травматологии, ортопедии: Ошибки и осложнения – профилактика, лечение: Сб. тез. междунар. конгр. – М., 2004. – С. 16-17.
6. Битчук Д.Д., Пастух В.И., Чайченко В.П. Чрескожный полиостеосинтез винтами при медиальных переломах шейки бедренной кости у лиц преклонного возраста и ослабленных больных // Новое в травматол. и ортопедии: Тез. докл. II респ. науч.-практ. конф. травматол. Крыма. – Ялта, 1993. – Вып. I. – С. 32-33.
7. Богомолов Н.И., Ермаков В.С., Намоконов Е.В., Белинов Н.В.Закрытый компрессионный остеосинтез при переломах шейки бедренной кости способом авторов // Вестник травматологии и ортопедии им.Н.Н.Приорова, 2005.-N 1.-С.16-18.
8. Войтович А.В. Оперативное лечение больных с переломами проксимального отдела бедренной кости в системе медицинской реабилитации: Автореф. дисс...д-ра мед. наук. – Санкт-Петербург. 1994 – 24 с.
9. Войтович А.В., Шубняков И.И., Парфенов С.Г.с соавт. Обзор лечения больных с переломами проксимального отдела бедренной кости //Тез. докл.VI съезда травматологов и ортопедов России – Н.Новгород, 1997. – С. 370.

10. Гильфанов, Е.В. Зверев, В.В. Даниляк и др. Новая техника остеосинтеза переломов шейки бедра / С.И. // VI съезд травматологов и ортопедов России: Тез. докл. - Н.Новгород, 1997. - С. 374.

11. Гончаренко В.А., Лейкин М.Г. Биомеханическое обоснование металлоостеосинтеза спицами при переломах шейки бедренной кости //Ортопед. травматол. –1981. - №12. – С.42-44.

12. Горячев А.Н., Горячев В.А. Эволюция взглядов на лечение переломов шейки бедренной кости // Актуальные проблемы здравоохранения Сибири: Материалы Всерос. конф. - Ленинск-Кузнецкий, 1998. - С. 82-83.

13. Грубар Ю.Е. Оперативное лечение переломов шейки бедренной кости динамической имплантируемой спицевой системой Коптюха: Автореф...дисс. ...канд. мед. наук. - Киев, 1992.

14. Gutte: Справочник для инженеров, техников и студентов: В 5т./15-е изд., испр. – М-Л.: НТИ, 1934.1003 с.

15. Дарков А.В., Митропольский Н.М., Шпиро Г.С. Сопротивление материалов. – М., 1959, гл. 14.

16. До Ги Чхол Оперативное лечение свежих переломов шейки бедренной кости: Автореф...дисс. канд. мед. наук. – М., 1987 – 18 с.

17. Елизаров М.Н., Рохкинд А.Ю., Гвоздев Ю.Н., Елизаров Ю.Н. Биомеханическое обоснование различных видов металлоостеосинтеза при переломах проксимального отдела бедренной кости //Ортопед. травматол. –1979. - №1. – С.53-54.

18. Жейдурс Э.Я., Зирдзиньш В.В. Фасцикулярный полиостеосинтез – малотравматичный метод хирургического лечения вертельных переломов бедренной кости //Актуальные вопросы травматологии и ортопедии. Таллин. 1978. – С. 192 – 195.

19. Жейдурс Э.Я., Зирдзиньш В.В. Биомеханическое исследование фасцикулярного полиостеосинтеза //Тез.докл.111 Всесоюзной конф. По биомеханике – Рига,1983. – Т. 2 – С. 163 –165.

20. Загородний Н.В., Жармухамбеков Е.А. Компрессионный способ остеосинтеза переломов шейки бедра // Вестник Российского университета дружбы народов, 2005.-N 1.-С.98-101.

21. Зверев Е.В., Евстратов В.Г. Функциональный внутрикостный остеосинтез шейки бедра пучком спиц // Вопросы социальной и медицинской реабилитации больных с повреждениями и заболеваниями опорно-двигательной системы: Сб. науч. тр. - Л., 1990. - С. 78-81

22. Каплан А.В. Основы травматологии пожилого возраста. - М.:Медицина, 1967.

23. Каем И.Ю. Сравнительная оценка процессов мозолеобразования при остеосинтезе шейки бедра компрессирующим винтом и трехлопастным гвоздем. - // Эксперим. Хирургия и анестез., 1969, №6, с.12 –14.

24. Каем И.Ю. Компрессионный остеосинтез при переломах шейки бедра. Тр. 1-го Моск. мед. ин-та, т.40,1965, с.148-154.

25. Коваленко Т.Н., Сысенко Ю.М., Каминский А.В. Устройства для остеосинтеза переломов проксимального отдела бедренной кости (обзор патентной литературы) -- //Гений ортопедии – 2001. №4. -- С.124-128.

26. Колесников Ю.П. Профилактика несращения и асептического некроза при остеосинтезе переломов шейки бедра. – Воронеж, 1996. 238с.

27. Коптюх В.В. Управляемый остеосинтез шейки бедренной кости спицевым аппаратом при переломах //Ортопед. травматол. – 1988. - №3. – С. 66 –68.

28. Коптюх В.И. Управляемый множественный остеосинтез и стимуляция кровотока переменнo-динамическими нагрузками при переломах шейки бедренной кости: Автореф. дисс. ...докт. мед. наук. - Москва, 1989.

29. Корнилов Н.В., Грязнухин Э.Г., Осташенко В.И., Редько К.Г.// Травматология и ортопедия: руководство для врачей. - Гиппократ, 2004-2006.

30. Костюков В.В., Якимов Л.А. Сравнение отдаленных результатов различных методов оперативного лечения переломов шейки бедра// Современные технологии в травматологии, ортопедии: Ошибки и осложнения – профилактика, лечение: Сб. тез. междунар. конгр. – М., 2004. – С. 68.

31. Кузьменко В.В., Скороглядов А.В., Ибрагим М.Д. Опыт лечения переломов шейки бедра спонгиозными винтами: Материалы I Пленума Ассоциац. травматол. ортопед. РФ, 28-30 сент. 1994 г. - Самара, 1994. - С. 194-196.

32. Курносенков В. В. Внутренний компрессионный остеосинтез переломов шейки бедренной кости (клинич. исслед.): автореф. дис... канд. мед. наук/ В. В. Курносенков; Кубан. гос. мед. акад.. - СПб., 2004. - 24 с.

33. Курьянов С.Н. Комплексная система профилактики несращений и нарушений кровоснабжения при остеосинтезе переломов шейки бедренной кости // Вестник травматологии и ортопедии им.Н.Н.Приорова, 2008.-N 1.-С.19-23.

34. Лаврищева Г.И. К теме взаимодействия конструкции «имплантат-кость» при остеосинтезе //Тез. докл. VI съезда травматологов и ортопедов России – Н.Новгород, 1997. – С. 417.

35. Лазарев А.Ф., Николаев А.П., Родионова С.С., Макаров М.А., Солод Э.И., Испытания прочностных характеристик остеосинтеза переломов шейки бедра разными фиксаторами при статических и динамических нагрузках. // Хирургия, 1999.-N 9.-С.32-37.

36. Лазарев А.Ф., Солод Э.И. Малоинвазивный перкутанный остеосинтез переломов шейки бедренной кости у пожилых больных на фоне остеопороза // Клиническая геронтология, 2003.-N 6.-С.24-27.

37. Лесняк О.М., Евстигнеева Л.П., Кузьмина Л.И. и др. Эпидемиология переломов позвоночника и периферических костей в старших возрастных группах жителей г.Екатеринбурга //Остеопороз и остеопатии. – 1999. - № 2, – С. 2 –4.

38. Лирцман В.М., Зоря В.И., Гнетецкий С.Ф. Проблема лечения переломов шейки бедра на рубеже столетий //Вестн. травматол. ортопед.—1997. - № 2.- С.12-19.

39. Ломтатидзе Е.Ш., Поцелуйко С.В., Ломтатидзе В.Е., Волченко Д.В., Грошев Ю.Б., Ким Н.И., Круглов М.И. Анализ результатов остеосинтеза внутрисуставных переломов шейки бедра у пациентов старше 65 лет// Вестник Волгоградского государственного медицинского университета, 2004.-N 10.-С.71-74.

40. Медведев А.А., Кузьменко В.В., Шмидт И.З., Сакалов Д.А. Оперативная стабилизация переломов шейки бедра //Тез. докл. VI съезда травматологов и ортопедов России – Н.Новгород, 1997. – С. 426.

41. Митюшов Е.А., Берестова С.А. Теоретическая механика: Статика. Кинематика.\\ Конспект лекций. - Екатеринбург, 2003 “Изд. УМЦ УПИ” 79с.

42. Мюллер Е.М., М.Альговер, Р.Шнейдер, Х.Виллингер// Руководство по внутреннему остеосинтезу Ad Marginem.:1996 г.

43. Мурзабеков И.А. Исходы лечения медиальных переломов шейки бедренной кости у больных пожилого и старческого возраста при разных методах остеосинтеза //Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н.Приорова, 2006.-N 3.-С.22-26.

44. Нагога А.Г., Котельников Г.П., Волова Л.Т. Новое в реабилитации больных с переломами шейки бедра //Тез. докл. VI съезда травматологов и ортопедов России – Н.Новгород, 1997. – С. 431.

45. Назаров Е.А. Чрескостный остеосинтез пучком спиц при медиальных переломах шейки бедренной кости //Ортопед. травматол. – 1986. - № 4. – С. 40 –41.

46. Никифоров Б.И. Определение надежности различных способов внутренней фиксации при переломах верхнего конца бедренной кости в эксперименте //Ортопедия, травматология и протезирование.- 1965.- № 5.- С.8-13

47. Новиков Н.В., Голик П.Н., Васильев Н.А., Павловский В.Э. О выборе фиксатора для остеосинтеза шейки бедренной кости //Ортопед. травматол. – 1986. - № 4. – С. 41 – 43.

48. Охотский В.П., Сергеев С.В., Малыгина М.А., Пирушкин В.П. Лечение больных с переломами проксимального отдела бедренной кости в условиях больницы скорой помощи: принципы и критерии эффективности //Вестн. травматол. ортопед. -1995. №1-2.-С.3-79.

49. Подрушняк Е.П., Суслов Е.И. Методика определения механической прочности костной ткани // Ортопедия, травматология и протезирование. - 1967. - № 1. - С.73-75.

50. Раймагамбетов Е.К., Батпенов Н.Д., Оспанов К.Т. и др. Анализ осложнений у больных с переломами шейки бедренной кости при остеосинтезе трехлопастным гвоздем // Современные технологии в травматологии, ортопедии: Ошибки и осложнения – профилактика, лечение: Сб. тез. междунар. конгр. – М., 2004. – С. 139.

51. Ревенко Т.А., Гурьев В.Н., Шестерня Н.А. Операции при травмах опорно – двигательного аппарата. – М.: Медицина, 1987. – 267 с.

52. Родин Я.Н. Наш опыт оперативного лечения переломов шейки бедра путем остеосинтеза с помощью так называемого «гвоздя-шурупа».-Хирургическое лечение заболеваний и последствий повреждений тазобедренного сустава.- Тезисы докл. научн.- тематич. Кофер.-Свердловск, 1958, с. 83-88.

53. Родин Я.Н., Косицина А.М., Решетников Н.П. Наш метод оперативного лечения медиальных переломов шейки бедра с применением компрессионного остеосинтеза. – Материалы 1 съезда травматол. и ортопед. СССР, - М.,1963, с.158 – 159.

54. Родин Я.Н., Решетников Н.П.. Результаты оперативного лечения медиальных переломов шейки бедра. Тезисы к научной сессии ин-тов травматол. и ортопедии Минздрава РСФСР совместно с пленумом правления Всероссийск. Об-ва травмат.- ортопед. 11-12 /6 - 70 г. Горький. –Л., с.46-48.

55. Роднянский Л.Л. К вопросу о минимальной, максимальной и оптимальной компрессирующих силах при стабилизации переломов. – Вопросы травматол. и ортопедии. Тезисы докл. – Иркутск, 1965, с.

56. Ролик А.В., Михайлов С.Р. Обоснование оптимальной фиксации винтами при лечении переломов шейки бедренной кости // Ортопед. травматол. - 1995. - N 3. - С. 61-65.

57. Сагинов А.М Внутрикостный компрессионный остеосинтез при лечении медиальных переломов шейки бедренной кости.: автореф. дис... канд. мед. наук/ А. МСагинов . - Фрунзе, 1988. - 22 с.

58. Сергеев С.В., Абдулхабирова М.А., Липин Е.В., Соколов М.В. Сберегательно-стабильный остеосинтез переломов шейки бедренной кости // Современные технологии в травматологии и ортопедии: Науч. конф. - М., 1999. - С. 181.

59. Сеппо А. Металлический остеосинтез переломов костей на основе точных клинических – технических наук. –Таллинн.: Периодика, 1978. – 79 с.

60. Сиваш М.К., Чекуров П.Р., Комник В.Р. Методика применения штифта –штопора Сиваша при лечении переломов шейки бедренных костей. –«Вестник хирургии», 1969, 4, с.70-72.

61. Смирнов В.Н. Сравнительная оценка методов лечения переломов шейки бедра у больных пожилого и старческого возраста: Материалы I Пленума Ассоциац. травматол. ортопед. РФ, 28-30 сент. 1994 г. - Самара, 1994. - С. 252-254.

62. Старых В.С., Волна А.А. Взаимодействие с костями таза головки бедра при остеосинтезе пучком спиц //Тез. докл. VI съезда травматологов и ортопедов России – Н.Новгород, 1997. – С. 453.

63. Стецула В.И., Стахеев В.И. Роль контакта и давления в репаративной регенерации кости. – Вопросы восстан. хирургии, травмат. и ортопед. (Свердловский НИИ травм. и ортопед.), т.9, 1964, с. 448 – 450.

64. Фишкин В.И. Компрессионный остеосинтез погружным фиксатором с анкерным устройством. – Вопр. Восстан. Хирург., травмат. и протезиров. Свердловск. НИИ травмат. и ортоп., т.9. – Свердловск, 1964, с. 205 – 212.

65. Флоренский Н.Д. Компрессионный остеосинтез. - В кн.: Тезисы докл. Итоговой научн. сессии ин-тов травмат. и ортопед. РСФСР, 1962г.- Л., 1962, с. 34-35.

66. Фогель М., Надь З. Рентгеновский атлас по травматологии.- Будапешт, 1964. – 439с.

67. Хачатрян Т.В. Сравнительная оценка методов оперативного лечения переломов шейки бедренной кости: Автореф. дис...канд. мед. наук.- Ереван, 1994.- 18

68. Хвисюк Н.И., Завеля М.И., Северинцев М.А. Стабильный постоянно-напряженный остеосинтез переломов шейки бедренной кости у лиц пожилого возраста // V съезд травматол.-ортопедов Белорус. ССР: Материалы съезда. - Гродно, 1991. - С. 115-115.

69. Шабанов А.Н., Каем И.Ю Атлас шеечных и вертельных переломов бедра и их оперативное лечение. - М.: Медицина, 1966. – 94с.

70. Шайгородский В.С., Кресный Д.И. Механические свойства головки бедра и особенности ее нагружения при изменении формы проксимального конца бедра. Тезисы докл. Третьей всесоюзной конференции по проблемам биомеханики т.1, С.196-197, Рига 1983.

71. Шатковская В.В Воронин. Н.И. Осложнения лечения переломов шейки бедренной кости //Травматология и ортопедия России. 2006.-№2. –С.315.

72. Шестерня Н.А., Гамади Ю.С., Иванников С.В. Переломы шейки бедра: Современные методы лечения. Бином, 2005, 104с.

73. Шигарев В. М. Эволюция лечения переломов шейки бедренной кости //Гений ортопедии. - 2007. - № 3. - С. 75-77.

74. Шуголь Г.Б., Демаков С.Л. Новый подход к фиксации переломов шейки бедренной кости //Вестник Уральской медицинской академической науки - Екатеринбург, 2004, №1, с.26-30.

75. Шуголь Г.Б., Демаков С.Л. Теоретическое обоснование и стендовая апробация новой концепции остеосинтеза переломов шейки бедренной кости //Первый съезд травматологов - ортопедов Уральского федерального округа – Екатеринбург, 2005. – С. 151.

76. Шуголь Г.Б., Демаков С.Л. Критерий стабильности переломов шейки бедренной кости //Вестник Уральской медицинской академической науки - Екатеринбург, 2006, №1, с.125-129.

77. Шуголь Г.Б., Демаков С.Л. Экспериментальная проверка эффективности применения фиксации стягиванием при остеосинтезе переломов шейки бедра //Вестник Уральской медицинской академической науки - Екатеринбург, 2006, №3, с.145-148. Шуголь Г.Б., Демаков С.Л. Сравнительное испытание моделей фиксации переломов шейки бедренной кости //Актуальные вопросы совр. диагн. и лечения - Екатеринбург, 2006, с.63-67.

78. Шуголь Г.Б., Демаков С.Л. Экспериментальная проверка зависимости между стабильностью переломов шейки бедра и

геометрическими параметрами костных фрагментов //Актуальные вопросы совр. диагн. и лечения - Екатеринбург, 2006, с.6367.

79. Шуголь Г.Б., Демаков С.Л. Противоречие между экспериментальными и клиническими данными при остеосинтезе переломов шейки бедра //Актуальные проблемы травматологии и ортопедии: Материалы второго Западно - сибирского симпозиума - Тюмень, 2007, С. 133-134.

80. Шуголь Г.Б., Демаков С.Л. Шуголь И.Г. Стабильный остеосинтез переломов шейки бедра: Новая концепция остеосинтеза. Ризография НИЧ УГТУ-УПИ, 2007.

81. Юсупов В.С. Компрессирующий шуруп с лопастями для фиксации переломов шейки бедра. – В кН.: Рационализаторские и изобретательские предложения в травматологии и ортопедии. Казанск. НИИ травматол. И ортопед. Вып.2. – Казань, 1960, с.31-33.

82. Янсон Х.А. Биомеханика нижней конечности человека. – Рига: Зинатие, 1975, 324 С.

83. Barraud G.W., (1982) De la stabilite des osteotomies spiroïdées in vitro fixées par différents vissages avec ou sans plaque de protection. Inaugural dissertation, University of Bern

84. Babst R., Martinet O., Renne N., et al. The DHS (dynamic hip screw) buttress plate in the management of unstable proximal femoral fractures. Schweiz. Med. Wochenschr. – 1993. – Bd. 123, H.13. – S. 566 – 568.

85. Charnley J - Acta orthop. scand., 1960, 30, I, 29-48.

86. Charnley J. Bone a. Joint Surg. 1956, 38-B, 772.

87. Charnley J., Bickel N.I., Purser D.W. - J. Bone Joint Surg., 1957, 39-B, I, 45-65.

88. Cleary E.M., Gordon M.M. – J. Bone a. Joint Surg., 1940, 22, 125 – 136.

89. Covert C.R. Anaesthesia for hip surgery Text. / C.R.Covert, G.P.Fox//Can J Anaesth. 1989.-Vol.36 (3Pt1): May.-P.311-319.

90. Cooper C., Campion G., Melton L.J. Hip fractures in the elderly: a world – wide projection // Osteoporos. Int. – 1992. – Vol. 2, N 6. –P. 285 – 289.

91. Coutelie – Acta orthop. Belg. 1953, 19, 195-201.

92. Davison J.N.S., Calder S.J., Anderson G.H., et al.. Treatment for displaced intracapsular fracture of the proximal femur a prospective randomised trial in patients aged 65 to 79 years. J Bone Joint Surg [Br] 2001; 83-B; 206-12

93. Ganz R., Brennwald J. (1987) L'osteosyntese a compression du tibia du lapin. Etude de la revascularisation du canal medullaire et de la corticale sous fixation stable. In: Boitzky A (ed) Osteogenese et compression. Huber, Bern, pp 166 –173.
94. Ganz R., Perren S.M., Ruter A. (1975) Mechanical induction of bone resorption. Fortschr Kiefer Gesichtschir 19 : 45-48.
95. Garden R.S. Low-angle fixation in fractures of the femoral neck. J Bone Joint Surg [Br] 1961; 43-B:647-63.
96. Gordon M.M., Moreira F.E. – I. Bone a. Joint Surg., 1940, 22, 683 – 697.
97. Gullberg B, Johnell O., Kanis J.A. World – wide projections for fracture //Osteoporos. Int. – 1997. –Vol. 7, N 5. – P 407 – 413.
98. Hansen F.F. Conservative vs surgical treatment of impacted, subcapital fractures of the femoral neck. Acta Orthop Scand 1994; Suppl 25:65:9.
99. Henry M.O.- I. Bone a. Joint Surg. 1934, 16, 168 –172.
100. Hoffenberg R. et al. Fractured neck of femur: prevention and management. Summary and recommendations of a report of the Royal college of Physicians // J.R. Coll. Physicians Lond. – 1989. – Vol. 23, N 1. P. 8 – 12.
101. Judet R.- Acta orthop. Scand.1962, 33, 3-4,421-427.
102. Langenbesk – Verhade d Deutshen. Gesellsch.f.Chir. (7 Kongress).-Berlin,1878,2,93.
103. Linton P. On the different types in intracapsular fractures of the femoral neck. Acta.chir. scand. 90, Suppl. 86 (1944). +1
104. Lihmann R.K.- I.Mt.Sinai Hosp. 1936, 3, 65.
105. Lu-Yao G.L., Keller R.B., Littenberg B. et al. Outcomes after displaced fractures of the femoral neck: a meta-analysis of one hundred and six published reports. J Bone Joint Surg [Am] 1994; 76-A:15-25.
106. Mtissner A. Developments in osteosynthesis of proximal fractures – rational change in therapy based on clinical results and experiences // Zentralbl. Chir. – 1994. – Bd. 119, H. 2. – S. 81 –87.
107. Parker M.J., Pryor G.A. Hip fracture management. Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1993:273.
108. Parker M.J., Martyn J. The management of intracapsular fractures of the proximal femur. J Bone Joint Surg [Br] 2000; 82-B; 937-41.
109. Pauwels F., (1935) Der Schenkelhalsbruch, ein mechanisches Problem. Enke, Stuttgart

110. Pauwels F., Der Schenkelhalsbruch ein mechanisches Problem. F. Enke, Stuttgart 1942.
111. Pung W.L. – I.Bone a. Joint Surg.1955, 37-A, 1085-1093.
112. Putti V.- Cura operative delle fracture del colo del femoro. – Bologna, 1940.
113. Raaymakers ELFB, Marti RK. Nonoperative treatment of impacted femoral neck fractures. J Bone Joint Surg [Br] 1991; 73-B:950-4.
114. Rogmark C.C., Carlsson E., Johnell O., Sernbo I. A prospective randomised trial of internal fixation versus arthroplasty for displaced fractures of the neck of the femur. Functional outcome 450 patients at two years. J Bone Joint Surg [Br] 2002; 84-B; 183-8.
115. Schatzker J., Mandley P.A., Summer- Smith G., (1980) In vivo strain gauge Study of bone response to loading with and without internal. In: Uthoff H (ed) Current concepts of internal fixation of fractures. Sping, Berlin Heidelberg New York, pp 306 – 314
116. Smith-Petersen M.W., Von Gorder G.W., Edwin F., Cave E.F.- Arch. Surg.,1931, 23,715-759.
117. Standler J., Brennwald J., Frigg R., Perren S.M. (1988).
118. Tidemark J., Ponzer S., Svensson O., et al.. Internal fixation compared with total hip replacement for displaced femoral fractures in the elderly. J Bone Joint Surg [Br] 2003; 85-B; 380-8.
119. Virgin H.-Ann. Surg., 1945, 122, 1, 59-67
120. Weber W. Plattenspanner für chirurgische kompressionplatten. Schweiz. Bull. A.O. 1970, 25.

Публикации авторов:

1. Шуголь Г.Б., Стахеев И.А., Пушин В.Г. Способ компрессионной межвертельной остеотомии при лечении переломов шейки бедра и их последствий //Тез. докл.VII съезда травматологов и ортопедов России – Новосибирск, 2002. – С. 167.
2. Шуголь Г.Б., Стахеев И.А., Демаков С.Л. Самофиксирующаяся спица //Материалы республиканской научно-практической конференции – Екатеринбург - Ревда, 2003. – С. 114-115.
3. Попов А.А., Шуголь Г.Б., Демаков С.Л. Концепция применения имплантатов поддерживающих напряжение при внутрикостном остеосинтезе переломов шейки бедренной кости //Труды третьей международной научно - практической конференции Регионального Уральского отделения Академии инженерных наук им. А.М.Прохорова – Екатеринбург, 2004. С.264-267.
4. Шуголь Г.Б., Демаков С.Л. Новый подход к фиксации переломов шейки бедренной кости //Вестник Уральской медицинской академической науки - Екатеринбург, 2004, №1, с.26-30.
5. Шуголь Г.Б., Демаков С.Л. Теоретическое обоснование и стендовая апробация новой концепции остеосинтеза переломов шейки бедренной кости //Первый съезд травматологов - ортопедов Уральского федерального округа – Екатеринбург, 2005. – С. 151.
6. Шуголь Г.Б., Демаков С.Л. Критерий стабильности переломов шейки бедренной кости //Вестник Уральской медицинской академической науки - Екатеринбург, 2006, №1, с.125-129.
7. Шуголь Г.Б., Демаков С.Л. Экспериментальная проверка эффективности применения фиксации стягиванием при остеосинтезе переломов шейки бедра //Вестник Уральской медицинской академической науки - Екатеринбург, 2006, №3, с.145-148.
8. Шуголь Г.Б., Демаков С.Л. Сравнительное испытание моделей фиксации переломов шейки бедренной кости //Актуальные вопросы совр. диагн. и лечения - Екатеринбург, 2006, с.63-67.
9. Шуголь Г.Б., Демаков С.Л. Экспериментальная проверка зависимости между стабильностью переломов шейки бедра и геометрическими параметрами костных фрагментов //Актуальные вопросы совр. диагн. и лечения - Екатеринбург, 2006, с.63-67.
10. Шуголь Г.Б., Демаков С.Л. Противоречие между экспериментальными и клиническими данными при остеосинтезе переломов шейки бедра //Актуальные проблемы травматологии и орто-

педии: Материалы второго Западно - сибирского симпозиума - Тюмень, 2007, С. 133-134.

11. Шуголь Г.Б., Демаков С.Л. Шуголь И.Г. Стабильный остеосинтез переломов шейки бедра: Новая концепция остеосинтеза. Ризография НИЧ УГТУ-УПИ, 2007.

12. Патент №2131226 на изобретение (РФ) МПК 7 А 61 В 17/56 Способ лечения переломов и псевдоартрозов шейки бедра и устройство для его осуществления Заявл.18.06.96; Оpubл. 10.06.1999. Бюл. № 21.

13. Патент № 219966 на изобретение (РФ) МПК 6 А 61 В17/56 Способ остеосинтеза переломов шейки бедренной кости Заявл. 22.12.2000; Оpubл. 10.03.2003. Бюл. № 7.

14. Свидетельство № 25159 на полезную модель (РФ) МПК 7 А 61 В 17/78 Самофиксирующаяся спица для лечения переломов шейки бедра Заявл. 15.03.2002; Оpubл. 20.09.2002. Бюл. №26.

15. Патент № 33497 на полезную модель (РФ) МПК 7 А 61 В 17/78 Спицевой фиксатор для остеосинтеза переломов шейки бедра Заявл. 11.06.2003; Оpubл. 27.10.2003. Бюл. № 30.

16. Патент №2254085 на изобретение (РФ) МПК 7 А 61 В 17/78 Способ компрессионного остеосинтеза переломов шейки бедра Заявл.08.09.2003; Оpubл. 20.06.05. Бюл. № 18.

17. Патент №2280416 на изобретение (РФ) МПК 7 А 61 В 17/56 Устройство для фиксации переломов шейки бедренной кости. Заявл.24.03.2004; Оpubл. 27.07.2006. Бюл. № 21.

18. Патент № 50401 на полезную модель (РФ) МПК 6 А 61 В 17/56 Аппарат для лечения переломов бедренной кости; Оpubл. 20.01.2006. Бюл. № 2.

Геннадий Борисович Шуголь,
Сергей Леонидович Демаков,
Игорь Геннадьевич Шуголь

**Остеосинтез переломов шейки бедренной кости,
основанный на использовании принципа
активной фиксации стягиванием**

Научное издание

Рекомендовано Ученым Советом лечебно-профилактического факультета
УГМУ по плану издания 2014 г.

Редактор М.В.Старостина

Рекомендовано Ученым советом
лечебно-профилактического факультета УГМУ
по плану издания 2014 года.